

Requested document:	JP2001120554 click here to view the pdf document
---------------------	--

LIGHT MEASURING DEVICE AND RECORDING MEDIUM AND LIGHT MEASURING METHOD

Patent Number:

Publication date: 2001-05-08

Inventor(s): YAMASHITA YUICHI; MAKI ATSUSHI; YAMAMOTO TAKESHI; KOIZUMI HIDEAKI; KAWAGUCHI FUMIO

Applicant(s): HITACHI LTD; HITACHI MEDICAL CORP

Requested Patent: [JP2001120554](#)

Application

Number: JP19990306957 19991028

Priority Number(s): JP19990306957 19991028

IPC Classification: A61B10/00; G01N21/17

EC Classification: [A61B5/00N4](#), [A61B5/00P](#)

Equivalents: [US6542763](#)

Abstract

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a device capable of precisely and quickly installing individual optical fibers in the device for uninvasively measuring an image by installing a large number of optical fibers on a subject. **SOLUTION:** An irradiating position for irradiating with the light plural parts of the subject, a detecting position for detecting the light from the plural parts of the subject and a measuring position decided from the positional relationship between these irradiating position and detecting position are shown as a diagram element by a display part. A detecting signal level state or a state change is displayed as a change in a color or a pattern of the diagram element. A light emitting element is installed on an irradiating optical fiber for irradiating with the light the subject and a detecting optical fiber for detecting the light from the subject and also a probe installed on the subject to be interlocked with a change in the diagram element.

Data supplied from the esp@cenet database - I2

R2

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号
特開2001-120554
(P2001-120554A)

(43)公開日 平成13年5月8日(2001.5.8) ✓

(51)Int.Cl.⁷
A 6 1 B 10/00
G 0 1 N 21/17

識別記号

F I
A 6 1 B 10/00
G 0 1 N 21/17テマコード*(参考)
E 2 G 0 5 9
6 2 5

審査請求 未請求 請求項の数31 O.L (全27頁)

(21)出願番号

特願平11-306957

(22)出願日

平成11年10月28日(1999.10.28)

(71)出願人 000005108

株式会社日立製作所

東京都千代田区神田駿河台四丁目6番地

(71)出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72)発明者 山下 優一

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地

株式会社日立製作所中央研究所内

(74)代理人 100074631

弁理士 高田 幸彦 (外1名)

最終頁に続く

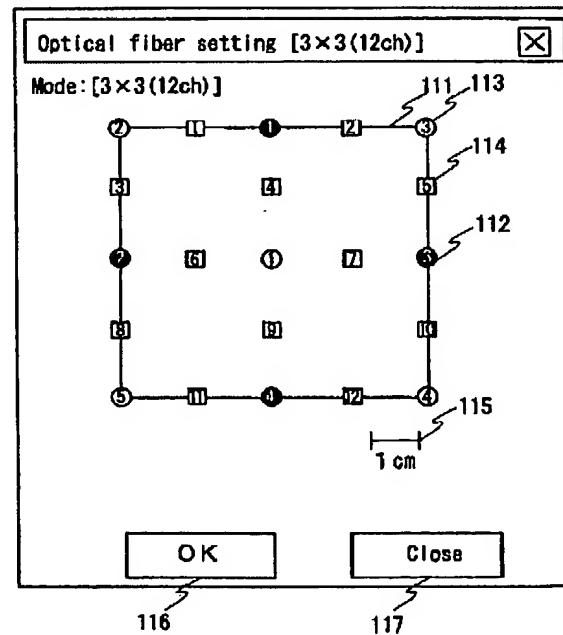
(54)【発明の名称】 光計測装置及び記録媒体、並びに光計測方法

(57)【要約】

【課題】多数の光ファイバを被検体に装着し、無侵襲に画像計測する装置において、個々の光ファイバの的確かつ迅速な装着を可能にする装置を提供する。

【解決手段】被検体の複数部位に光を照射する照射位置、被検体の複数部位から光を検出する検出位置、およびこれら照射位置と検出位置の位置関係から決定される計測位置を、表示部で図形要素として示す。この図形要素の色もしくはパターンの変化として、検出信号レベルの状態もしくは状態変化を表示する。さらに、被検体に光を照射する照射用光ファイバおよび被検体から光を検出する検出用光ファイバ、さらに被検体に装着するプローブに発光素子を装着させ、上記図形要素の変化と連動させる。

図 1



【特許請求の範囲】

【請求項1】可視から赤外領域における波長の光を被検体の複数部位に照射し、被検体内部を通過した光を被検体の複数部位で検出することで被検体の内部を計測する装置において、被検体への光の照射位置と被検体からの光の検出位置、または、照射位置と検出位置との空間的な配置で決定される計測位置について、これらの相対的な位置関係を表示すると共に検出信号の状態もしくは状態の変化を示す表示部を含むことを特徴とする光計測装置。

【請求項2】可視から赤外領域における複数波長の光を被検体の複数部位に照射し、被検体内部を通過した光を被検体の複数部位で検出することで被検体の内部を計測する装置において、被検体への光の照射位置と被検体からの光の検出位置、または、照射位置と検出位置との空間的な配置で決定される計測位置について、これらの相対的な位置関係を表示すると共に複数波長について検出信号の状態もしくは状態の変化を示す表示部を含むことを特徴とする光計測装置。

【請求項3】請求項1または2に記載の表示部において、照射位置および検出位置および計測位置を図形要素として示し、これら図形要素が特定された図形内に配置されていることを特徴とする光計測装置。

【請求項4】請求項3に記載の表示部において、被検体における照射位置および検出位置および計測位置間の距離を示すスケールバーを表示されていることを特徴とする光計測装置。

【請求項5】請求項4において、検出信号の状態もしくは状態変化もしくは状態の単位時間あたりの変動を、表示部内で色もしくはパターンもしくは記号もしくは文字として表示することを特徴とする光計測装置。

【請求項6】請求項1から5のいずれかにおいて、検出信号の状態もしくは状態変化もしくは状態の単位時間あたりの変動を表示部における照射位置および検出位置および計測位置を示す図形要素の色もしくはパターンの変化として表示することを特徴とする光計測装置。

【請求項7】請求項6における表示部において、被検体の外部形状もしくは内部形状を示す画像上に、照射位置および検出位置および計測位置を示す図形要素を重ねあわせて表示することを特徴とする光計測装置。

【請求項8】請求項7における表示部で、被検体の形状、および被検体における照射位置および検出位置および計測位置を数値で示す座標情報を表示することを特徴とする光計測装置。

【請求項9】請求項1から8のいずれかにおいて、被検体への光照射手段および被検体からの光検出手段、およびこれらの手段を被検体に装着するプローブに表示素子を含み、これら表示素子が表示部の図形要素の表示と連動して作用することを特徴とする光計測装置。

【請求項10】請求項1から9のいずれかにおいて、検

出信号の状態は、検出光強度もしくは被検体内部の状態であることを特徴とする光計測装置。

【請求項11】請求項10における被検体内部の状態は、ヘモグロビンもしくはチトクロームもしくはミオグロビンの濃度もしくは濃度変化であることを特徴とする光計測装置。

【請求項12】請求項9から11のいずれかにおいて、表示部において選択された照射位置もしくは検出位置の図形要素と、光照射手段および光検出手段およびプローブにおける表示素子とを対応させて表示することを特徴とする光計測装置。

【請求項13】請求項12において、光照射手段および光検出手段として光ファイバを用い、これら光照射手段および光検出手段およびプローブに発光素子を含むことを特徴とする光計測装置。

【請求項14】可視から赤外領域における波長の光を被検体の複数部位に照射し、被検体内部を通過した光を被検体の複数部位で検出することで被検体の内部を計測する装置において、被検体への光の照射位置と被検体からの光の検出位置、また照射位置と検出位置との空間的な配置で決定される計測位置について、これらの相対的な位置関係を表示し、表示された照射位置および検出位置のいずれかの部位を指定したときに、被検体への照射光用もしくは被検体からの検出光用の光ファイバの内、該当の部位に対応して設定された光ファイバを識別することを特徴とする光計測装置。

【請求項15】可視から赤外領域における波長の光を被検体の複数部位に照射し、被検体内部を通過した光を被検体の複数部位で検出することで被検体の内部を計測する装置において、被検体への光の照射位置と被検体からの光の検出位置、または、照射位置と検出位置との空間的な配置で決定される計測位置について、これらの相対的な位置関係を表示すると共に検出信号の状態もしくは状態の変化を表示し、表示された照射位置および検出位置のいずれかの部位を指定したときに、被検体への照射光用もしくは被検体からの検出光用の光ファイバの内、指定された部位に対応して設定された光ファイバを識別することを特徴とする光計測装置。

【請求項16】可視から赤外領域における波長の光を被検体の複数部位に照射し、被検体内部を通過した光を被検体の複数部位で検出することで被検体の内部を計測する装置において、被検体への光の照射位置と被検体からの光の検出位置、また照射位置と検出位置との空間的な配置で決定される計測位置について、これらの相対的な位置関係を表示し、光を被検体に照射する以前の状態における迷光を検出してこの迷光信号レベルを計測し、特定した迷光信号レベルについて、検出位置を示す図形要素に識別表示を行うことを特徴とする光計測装置。

【請求項17】請求項16において、計測した迷光信号レベルに応じて照射位置、検出位置および計測位置を示

す図形要素に識別表示を行うことを特徴とする光計測装置。

【請求項18】請求項17において、迷光信号レベルが所定の範囲を外れたときに被検体への照射光用もしくは被検体からの検出光用の光ファイバの内、該当の部位に対応して設定された光ファイバを識別することを特徴とする光計測装置。

【請求項19】可視から赤外領域における波長の光を被検体の複数部位に照射し、被検体内部を通過した光を被検体の複数部位で検出することで被検体の内部を計測する装置において、被検体への光の照射位置と被検体からの光の検出位置、また照射位置と検出位置との空間的な配置で決定される計測位置について、これらの相対的な位置関係を表示し、照射によって被検体内部を通過した光を検出して電気信号に変換し、この電気信号に基づいて計測位置について検出信号を生成し、これら検出信号の信号レベルを計測して信号レベルに応じて照射位置および検出位置を示す図形要素に識別表示を行うことを特徴とする光計測装置。

【請求項20】可視から赤外領域における波長の光を被検体の複数部位に照射し、被検体内部を通過した光を被検体の複数部位で検出することで被検体の内部を計測する装置において、被検体への光の照射位置と被検体からの光の検出位置、また照射位置と検出位置との空間的な配置で決定される計測位置について、これらの相対的な位置関係を表示し、照射位置について複数波長の光を個別に照射し、その照射によって被検体内部を通過した光を検出して電気信号に変換し、この電気信号に基づいて計測位置について波長毎の検出信号を生成し、これら検出信号の信号レベルを計測して照射位置、検出位置および計測位置を示す図形要素に識別表示を行うことを特徴とする光計測装置。

【請求項21】請求項19または20において、複数の検出レベルをそれぞれ增幅器により独立に増幅し、各照射位置について光の照射強度レベルを独立に変化させることを特徴とする光計測装置。

【請求項22】請求項20において、複数の検出レベルをそれぞれ增幅器により独立に増幅し、各照射位置および各波長について光の照射強度レベルを独立に変化させることを特徴とする光計測装置。

【請求項23】請求項21または22において、検出信号レベル間の差が所定の範囲に入るよう前に記增幅器における増幅率および光照射レベルを変化させることを特徴とする光計測装置。

【請求項24】請求項19から23のいずれかにおいて、検出信号レベルが所定範囲から外れているときに、該当の照射位置、検出位置および計測位置を示す図形に識別表示を行うことを特徴とする光計測装置。

【請求項25】請求項21または22において、増幅器による増幅率もしくは光の照射レベルが所定範囲から外

れているときに、該当の照射位置、検出位置および計測位置を示す図形に識別表示を行うことを特徴とする光計測装置。

【請求項26】請求項24または25において、識別表示を行ったときに、被検体への照射光用もしくは被検体からの検出用の光ファイバの内、該当の部位に対応して設定された光ファイバを識別することを特徴とする光計測装置。

【請求項27】請求項24において、該当の検出信号についての増幅器の増幅率もしくは該当の照射光の光強度レベルを所定の割合で変化させることを特徴とする光計測装置。

【請求項28】請求項27において、増幅率および光強度レベルの変化した値および変化した時刻に相当する時間データ、並びに変化した計測信号に割り当てられた番号を記録することを特徴とする光計測装置。

【請求項29】可視から赤外領域における波長の光を被検体の複数部位に照射し、被検体内部を通過した光を被検体の複数部位で検出することで被検体の内部を計測する装置、使用される記録媒体であって、被検体への光の照射位置と被検体からの光の検出位置、また照射位置と検出位置との空間的な配置で決定される計測位置を求めるプログラム、これらの位置の相対的な位置関係を表示するためのプログラムおよび検出信号の状態もしくは状態の変化を示す表示を行うためのプログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体。

【請求項30】請求項29において、検出信号の状態もしくは状態の変化を示す表示を行うためのプログラムは、迷光信号を計測させ、迷光信号レベルを特定させるためのプログラム、検出信号を計測させ、検出信号レベルを特定させるためのプログラム、各照射位置について光の照射レベルを変化させるためのプログラム、照射位置、検出位置および計測位置を示す図形に識別表示を行わせるプログラム、および識別表示を行ったときに、被検体への照射光用もしくは被検体からの検出用の光ファイバの内、該当の部位に対応して設定された光ファイバを識別させるためのプログラムとを含んでいることを特徴とするコンピュータ読み取り可能な記録媒体。

【請求項31】光による生体の無侵襲画像計測方法において、被検体への光の照射位置と被検体からの光の検出位置、または照射位置と検出位置との空間的な配置で決定される計測位置について、これらの相対的な位置関係を表示し、表示された照射位置および検出位置のいずれかの位置を指定し、被検体への照射光用のもしくは被検体からの検出光用の光ファイバの内、該当の位置に対応して設定された光ファイバを識別し、識別された光ファイバを被検体の所定の位置に装着するようにしたことを含んで構成されることを特徴とする無侵襲画像計測方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】光の散乱体、特に生体内部の情報を光を用いて画像計測する装置に関する。

【0002】

【従来の技術】生体内部の血液循環・血行動態及び酸素代謝を、簡便に、被検体（被験者）に対して低拘束でかつ生体に害を与えることなく計測する装置が臨床医学及び脳科学などの分野で大いに望まれている。例えば頭部を計測対象とすると、脳梗塞・脳内出血・痴呆症などの脳疾患、さらには思考・言語・運動などの高次脳機能の計測などが具体的なニーズとして挙げられる。また、このような計測対象は頭部に限らず、胸部では心筋梗塞などの心臓疾患・腹部では腎臓・肝臓などの内臓疾患に対する予防診断が、さらには手足の筋肉における酸素代謝計測なども挙げることができる。

【0003】ここで、計測対象を頭部として考えた場合、脳内の疾患もしくは高次脳機能の計測において、疾患部または脳機能領域を明確に特定する必要がある。そのためには、頭部の画像計測が重要となる。

【0004】もちろん、この画像計測の重要性は、頭部だけに限らず胸部、腹部等についても言えることである。

【0005】この重要性を示す例としては、脳機能の画像計測装置として、ポジトロンエミッショントン断層像撮影装置（PET）および機能的核磁気共鳴断層像撮影装置（fMRI）および脳磁場計測装置（MEG）が現在広く用いられている状況を挙げることができる。これらの装置は、脳内の活動領域を画像として計測可能という利点がある一方、装置が大型でその扱いが非常に煩雑という欠点が存在する。例えば、これらの装置の設置には専用の大きな部屋が必要となり、もちろん装置を他の部屋に頻繁に移動させることは現実的に困難である。さらに、計測中、被験者は装置内部で固定姿勢を長時間強いられるため、被験者に対する拘束性は非常に高く、肉体的および精神的にも苦痛を強いることになる。また、装置の保守管理を行う専任者も必要になることから、装置の運用には莫大な費用を要する。

【0006】一方、生体内部の血液循環・血行動態及び酸素代謝を、簡便に、被験者に対して低拘束でかつ生体に害を与えることなく（無侵襲性）計測する方法として、光計測は非常に有効な手段である。その第1の理由は、生体の血液循環と酸素代謝は、生体中の特定色素（ヘモグロビン、チトクローム、ミオグロビン等）の濃度及び濃度変化に対応し、これらの色素濃度は、可視から赤外領域の波長の光吸収量から求められることが挙げられる。この血液循環及び酸素代謝は、生体内器官の正常及び異常、さらには高次脳機能に関する脳の活性化に対応している。また、光計測が有効である第2の理由としては、半導体レーザ・発光ダイオード及びフォトダイオード関連技術により、装置の小型・簡便化が実現できることが挙げられる。さらに、柔軟性の高い光ファイバを計測に

利用することで、計測中における頭部固定が不要となり、被験者への拘束性が非常に小さくなり、肉体的および精神的な苦痛も大幅に低減できる。さらに第3の理由として、安全基準範囲内の光強度により生体に害を与えないことが挙げられる。

【0007】またこれらの特徴以外にも、実時間計測及び生体中の色素濃度定量化などについて、前述のPET, fMRI, MEGには無い利点を光計測は有している。このような光計測の利点を利用して、可視から赤外領域の波長の光を生体に照射し、生体から反射された光を検出することで生体内部を計測する装置が、例えば特開昭57-115232号あるいは特開昭63-275323号に記載されている。さらに、光計測により生体を画像化する装置が、特開平7-79935号、特開平9-19408号及び特開平9-149903号に記載されている。また、この光を用いた生体の画像計測の有用性は、例えば、アツシ・マキ(Atsushi Maki)他による「無侵襲近赤外光トポグラフィによるヒト脳活動の時空間解析 (Spatial and temporal analysis of human motor activity using noninvasive NIR topography)」、1995年、メディカルフィジックス、第22巻、第1997～2005頁(Medical physics, 22, 1997(1995))に記載されている。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】光による生体の無侵襲画像計測では、複数部位からの光照射および複数部位からの光検出が必要となる。この場合、さらに高精度および高感度な光計測を実現させるために、半導体レーザやフォトダイオードなどの光学半導体素子に対して、変調印加・変調計測、温度制御、光出力制御、温度補償などの付加的な回路等が必要になる。そのため、このような光学半導体素子を被検体に直接接触させることは困難となる。このような計測を現実的に可能にするためには、多数の光ファイバを用いた光照射および光検出が必要となる。しかし、前記特開平7-79935号では、計測の用いる多くの光ファイバに対して、個々の光ファイバを被検体にどのような配置で装着して画像計測を行うかについて開示されていない。

【0009】一方、特開平9-19408号および特開平9-149903号および前記メディカルフィジックス引用文献では、光により生体を画像化するために、被検体における光ファイバの効率的かつ具体的な配置方法が開示されている。この方法によれば、例えば頭部において、ある限られた領域として一辺が6cmの正方形面を計測しようとすると、4個所の照射位置それぞれに照射用の光ファイバが4本、5個所の検出位置それぞれに検出用の光ファイバが5本、合計9本の光ファイバが必要となる。ここで、隣接する照射・検出位置の中点を計測位置としているため、合計12箇所の計測位置が設定されている。臨床医学や脳科学などでは、広い領域において脳の活動を計測することが望まれている。照射位置および検出位置

の配置方法を応用して、さらに一辺が12cmの正方形面を計測しようとすれば、照射光ファイバ1本、検出光ファイバ13本、合計25本の光ファイバの装着が必要となる。さらに計測領域の拡大には、装着する光ファイバの数もさらに増加し、場合によっては100本を超えることになる。前述の公知例では、光による無侵襲な生体画像計測における計測原理の一部を示すものであり、操作者に対する効率的な光ファイバ装着のための表示や機能について、何ら開示されていない。

【0010】このような多数の光ファイバを被検体に装着する際に、光ファイバを無秩序に被検体に配置することはできない。まず、少なくとも、照射位置には光源に接続した照射用の光ファイバを装着し、検出位置には光検出器に接続した検出用の光ファイバを装着する必要がある。さらに、個々の照射用および検出用の光ファイバに対しても、どの光源からの光が被検体のどの部位に照射され、どの検出器が被検体のどの部位からの光を検出しているかの情報が明らかになっていないと、正確な画像が作成されなくなる。従って、全ての照射位置および検出位置に対して、装着されるべき光ファイバは一意的に決定されている必要がある。この場合、どの光ファイバを被検体のどの部位に配置すべきを的確に判断し、迅速に作業を行うことは、装着する光ファイバが数10本から100本にもなると、操作者にとって非常に困難となる。例えば、装着すべき位置毎に、光ファイバを1本ずつ探ししながら作業していると、光ファイバ全部の装着にかなりの時間を要し、計測効率が低下するだけでなく、操作者および被検体（被験者）の肉体的および精神的な疲労が増加することになる。以上のことから、本発明が解決しようとする第一の課題は、光による生体の無侵襲画像計測において、多数の光ファイバ装着に効率的な装置を提供することである。

【0011】本発明で解決しようとする第二の課題は、多数の光ファイバを装着した画像計測において、信頼性の高い計測を実現することである。この信頼性を左右する検出信号レベルの状態および状態変化を効果的に表示する装置を提供する。以下、この課題の具体例を示す。

【0012】前述の特開平9-149903号に記載の装置では、ヘモグロビンなどの生体中に含まれる色素濃度変化的画像計測に必要な、複数位置・複数波長での多チャンネル計測を同時に実行している。この同時計測は、生体計測、特に脳機能計測で求められる高い時間分解能を実現するために必要である。この公知例に記載されている装置の概略を図4に示す。この装置では、複数の照射位置から被検体に光が同時に照射され、複数の検出位置で光を同時に検出する構成となっている。この図4では、複数波長計測の言及は省略されているが、原理的にこの装置構成の応用で実現できる。この場合、光強度が照射位置毎に異なる周波数で変調されている。例えば、図4における照射位置1, 2, 3, 4から照射される光の変

調周波数をそれぞれf1, f2, f3, f4とする。従って、これらの変調周波数が各照射位置に対応した位置情報となっている。ここで、検出位置1で検出した光は、これらの変調光を全て含んでいるが、フォトダイオードからの出力を、ロックインアンプ等のフィルター回路で個々の変調周波数信号を選択的に計測することで、位置情報に関する光計測信号を分離計測することができる。例えば、この検出位置1に対応したフォトダイオードで検出された変調f1, f2, f3, f4に対して、おのおのの検出信号レベルをI1, I2, I3, I4とすると、それぞれの周波数で同期されている各ロックインアンプの出力では個々の信号が完全に分離されている。その結果、計測信号間の干渉すなわちクロストークがなく、効率的な多チャンネル同時計測が実現できている。

【0013】しかし、このような計測から最終的に画像を得る場合、個々の信号に対してそれぞれ高い計測精度が必要とされる。例えば、これらの検出信号の中で、計測精度すなわちS/Nが顕著に低い信号があれば、画像上でその信号に相当する計測部位の信頼性が著しく低下する。このことにより、画像そのものの信頼性までもが低下してしまうことになる。そのため、すべての検出信号についてS/Nのバランスが取れた精度の高い計測が必要となる。しかし従来の装置では、この計測精度に関して以下の課題が存在している。

【0014】生体内部の状態は、通常、光学的に不均一であり、大きな血管など、光吸収体であるヘモグロビンが大量に存在する部位に照射位置もしくは検出位置が配置された場合、光の減衰が著しくなり該当検出信号レベルが顕著に低下する。このように、検出信号レベルがある特定の計測チャンネルで低下する他の要因として、計測に用いる光ファイバの端面が光学的に汚れている場合、また、光ファイバが途中で折れるなどして破損している場合、さらに光ファイバと被験者頭部の皮膚との間に髪がはさまれるなどの光ファイバ装着状態に問題が生じている場合なども挙げることができる。

【0015】このように、一部に検出信号レベルが顕著に低下していて、全体として検出信号レベルのアンバランスが生じる場合、どのように計測のS/Nが影響を受けるかを以下に述べる。

【0016】通常、フォトダイオードなどの光検出器のショットノイズは、検出器に到達する全光量、すなわち検出光強度の総和の平方根に比例する。ここで、図4における検出位置1で計測される検出信号レベルI1, I2, I3, I4において、I1, I2, I3の信号レベルが同程度(I1~I2~I3)で、I4の信号レベルのみが1桁程度小さい場合(I1>I4)を考える。この状況は、照射位置4付近に大きな血管がある場合、もしくはこの照射位置4における光ファイバ装着に問題が生じている場合を想定している。この場合、フォトダイ

オードによるノイズは、主に検出光強度の総和 ($I_1 + I_2 + I_3 + I_4$) の平方根に比例する。そのため、もともと信号レベルの弱い I_4 が、強い信号レベルの I_1, I_2, I_3 の影響を強く受けて、 S/N の著しい低下を被ってしまう。この現象をさらに詳しく説明するために、 I_4 の信号レベルは変わらず、 I_1, I_2, I_3 の信号レベルがさらに大きくなつた場合を考える。この場合、 I_4 については信号レベルすなわち S は変化しないが、ノイズレベルである N が増加することになる。結果として I_4 については信号の S/N がさらに劣化してしまう。一方、信号レベルの強い I_1, I_2, I_3 については S/N は向上する。従って、このように 1 個の光検出器で複数の光信号を検出する場合、計測信号間に著しい S/N の差異が生じることになる。

【0017】また、この計測では、さらに次の課題も生じる。例えば前述における I_1, I_2, I_3 など、多くの強い検出光信号が含まれる場合、光検出器及びロックインアンプなど検出器のダイナミックレンジの有限性のため、これら検出光の総和がダイナミックレンジを超えてしまう場合がある。このダイナミックレンジは、通常、計測器の線形応答性が保証される範囲で規定される。しかし、このダイナミックレンジを信号レベルが超えた場合でも、検出器からは有限な値が出力される場合がある。しかしこの場合の値は、計測の信頼性が非常に低いものとなっている。

【0018】以上述べたように、検出信号レベル間に大きな差異が生じると、信号の S/N が各信号毎に大きく異なる。これらの信号を用いて画像化すると、画像の信頼性が低下してしまう。また、これらの信号で、強い検出光信号がある場合、検出器のダイナミックレンジを超え、計測の信頼性そのものが損なわれてしまう。

【0019】そこで、本発明が解決しようとする第二の課題は、光による生体の無侵襲画像化で、高時間分解能を実現する複数位置・複数波長の多チャンネル同時計測において、信頼性の高い計測装置を提供することである。この信頼性を低下させる計測信号のアンバランスの原因となる光ファイバの汚れ・破損または光ファイバの装着状態に問題がある場合、装着している数 10 本から 100 本程度の多数の光ファイバに対して、該当光ファイバおよびその位置を探し出すことは通常困難である。そこで本発明では、この光ファイバおよびその装着に問題がある場合、該当光ファイバを簡単・明瞭に、かつ効果的に表示することで、この装着の問題解決を操作者にとって容易にする装置を提供することである。

【0020】さらに本発明で解決すべき第三の課題は、計測中においても、常に信頼性の高い計測を持続させることである。

【0021】例えば頭部の計測中において、血液量の変化などの著しい生理的な変化、または光ファイバを装着しているプローブなどが不意に装着ずれを起こすなどの

要因により、検出信号レベルが著しく変化する場合がある。その結果、検出信号レベルが計測器のダイナミックレンジの所定範囲を外れてしまつた場合、計測の有効性が失われてしまう可能性がある。また、被検体の生理的な状態によっては、繰り返し計測することが難しい場合があり、計測を開始したら、信頼性高く実行・完了する必要がある。そのための装置を提供することが第三の解決すべき課題である。

【0022】

【課題を解決するための手段】前記第一の課題を解決するためには、被検体への光の照射位置と被検体からの光の検出位置、また、これら照射位置と検出位置との空間的な配置で決定する計測位置について、これらの相対的な位置関係および検出信号の状態もしくは状態の変化を表示部で示す。この表示部において、照射位置および検出位置および計測位置をそれぞれ図形要素として示し、これら図形要素を特定の枠状の図形内に配置し、検出信号の状態もしくは状態変化もしくは状態の単位時間あたりの変動を、表示部における図形要素の色もしくはパターンの変化として識別して表示する。この識別表示方法は、光による生体の無侵襲画像計測特有である。また、被検体への光照射手段および被検体からの光検出手段もしくはこれらの手段を被検体に装着するプローブに表示素子を含み、これら表示素子と、表示部の図形要素とが連動して作用する。さらに、操作者に対してこれら照射位置および検出位置および計測位置の空間配置の理解を容易にするために、被検体の形状もしくは被検体内部の情報を示す画像上に照射位置および検出位置および計測位置を示す図形要素を重ねあわせて表示する。

【0023】さらに第二の課題を解決するために、複数位置・複数波長での多チャンネル同時計測の本計測を実行する前に、予め予備計測として、照射位置および波長毎に被検体に順次光を照射し、検出光の信号レベルを各照射位置および波長毎に計測する。さらに、各照射部位および波長毎で計測した各検出信号レベル間の差を、所定の範囲内とするように、各検出信号レベルの増幅もしくは各照射部位および波長毎に照射する光の強度レベルを独立に変化させる。また、各計測器に係る各検出信号レベルの総和が、所定の範囲内とするよう各信号レベルの増幅もしくは光強度レベルを変化させる。

【0024】また、各照射部位もしくは波長毎に準備計測として予め光を照射する際に、各照射光強度をゼロレベルから連続的に所定の強度レベルまで上昇させ、この光強度の変化に対する検出信号レベルを連続的に検出する。この際、照射光の強度レベルに対する検出信号レベルの反応が非線形になる場合、照射光の強度レベルを所定のレベルまで減ずる。この一連の予備計測フローにおいて、検出信号レベルが所定の範囲から外れている場合、該当照射位置および検出位置および計測位置を、表示部における各図形要素の色もしくはパターンの変化と

して示す。また、該当照射位置および検出位置を、光照射手段および光検出手段およびプローブの表示素子でも表示する。

【0025】さらに第三の課題を解決するために、ヘモグロビンなどの生体中の色素計測を実行している本計測で、検出信号レベルが所定範囲から外れる場合、該当照射位置および検出位置および計測位置を、表示部における図形要素の色もしくはパターンの変化で示す。また、該当照射位置および検出位置を、光照射手段および光検出手段およびプローブの表示素子で表示する。この検出信号レベルが、所定範囲からさらに外れる場合、該当検出信号に係る増幅器の増幅率もしくは該当照射光の光強度レベルを、ある所定の割合で自動的に変化させる。

【0026】以上述べたいくつかの課題の解決においては、前述の表示および計測を実行させるためのプログラムをコンピュータ読み取り可能な記録媒体に記録する。

【0027】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施例を詳細に説明する。

【0028】図5は、本発明の実施例における光計測装置の要部を示す構成図である。本実施例では、例えば頭皮上から光を照射・検出することにより大脳内部を画像化する実施形態を、照射用の光ファイバが4本（4箇所の照射位置）、検出用の光ファイバが5本（5箇所の照射位置）、計測チャンネルの個数すなわち計測位置が12の場合で示す。この照射・検出位置の数は、本発明の要点を簡潔に示すための例であり、光ファイバの合計が例えば100本を超えるような場合でも、もちろん実施可能である。また本発明は、計測対象として頭部に限らず他の部位、さらには生体以外の液体、固体、気体などにも実施可能である。

【0029】光源部1は、4個の光モジュール2から構成されている。各光モジュールは、可視から赤外の波長領域中で複数の波長、例えば780nm及び830nmの二波長の光をそれぞれ放射する二個の半導体レーザから構成されている。これらの二波長の値は、780nmと830nmに限定されるものではなく、また、波長数も二波長に限定されるものではない。この光源部1については、半導体レーザの代わりに発光ダイオードを用いてよい。この光源部1に含まれる全ての半導体レーザ8個は、発振周波数の異なる8個の発振器で構成されている発振部3により、それぞれ発光する光強度が変調される。

【0030】ここで、光モジュール2内の構成を、光モジュール2(1)を例にして図6で説明する。光モジュール2(1)内には、半導体レーザ3(1-a), 3(1-a), 及びこれら半導体レーザの駆動回路4(1-a), 4(1-b)、が含まれている。ここで、括弧内の文字については、数字は含まれる光モジュール番号を、a, bはそれぞれ波長780nm, 830nmを表

す記号を示している。これらの半導体レーザ駆動回路4(1-a), 4(1-b)では、半導体レーザ3(1-a), 3(1-b)に対して直流バイアス電流を印加すると共に、発振器3によりそれぞれ異なる周波数f(1-a), f(1-b)もそれぞれ印加することで、半導体レーザ3(1-a), 3(1-b)から放射される光に変調を与える。この変調として、本実施例では正弦波によるアナログ変調の場合を示すが、もちろん、それぞれ異なる時間間隔の矩形波によるデジタル変調を用いてもよい。これら光は、それぞれの半導体レーザごとに集光レンズ5により光ファイバ6に個々に導入される。個々の光ファイバに導入された二波長の光は、各光モジュールごとに光ファイバ結合器7により1本の光ファイバ、たとえば照射用光ファイバ8-1内に導入される。各光モジュールごとに、二波長の光が照射用光ファイバ8-1から8-4内に導入される。これらの光ファイバの構造を、照射用光ファイバ8-1を例にして図7に示す。照射用光ファイバ8-1の先端には、光ファイバ支持部31があり、この支持部には表示素子32が取り付けられている。この表示素子としては、例えば発光ダイオード(LED)を用いてよい。この光ファイバ8-1と平行して細い電気信号ケーブル33が平行して配置されている。この光ファイバとしては、例えば直径1mm程度の太さのものを用い、電気信号ケーブルとしては、例えば太さが0.1mm程度のものを用いる。これらの照射用光ファイバから被検体9への光照射には、プローブ21を用いる。このプローブとしては、例えば図8に示すようなヘルメットもしくはキャップ形状のものを利用する。このプローブ21には、例えば厚さ2mm程度の熱可塑性プラスティクシートを基盤とする。被検体には、例えばゴムひも41により、このプローブを装着する。このプローブの構造を、図9を用いて説明する。プローブ基盤51には、被検体に光を照射・検出する複数の位置毎に穴を開けておく。この穴には、光ファイバホルダ52を配置する。この光ファイバホルダ52は、中空状のホルダ本体52、ナットネジ53、光ファイバ支持部固定ネジ54から構成されている。このホルダ52の内部に光ファイバおよび光ファイバ支持部を挿入することで、被検体表面に光ファイバ端面を軽く接触させて、固定ネジ54で固定する。また、この光ファイバホルダ52には、表示素子55が取り付けられている。この表示素子としては、LEDを用いてよい。

【0031】これら照射用光ファイバにより、被検体9の表面上の異なる4箇所の照射位置から光が照射される。被検体から反射された光は、被検体表面上の5箇所の検出位置に配置されている検出光ファイバ10-1～10-5で検出される。これら検出用光ファイバの先端構造も、照射用光ファイバと同様に、光ファイバ支持部および表示素子が取り付けられている。また、検出用光ファイバも、照射用光ファイバと同様に、プローブ21

において光ファイバホルダ5に固定される。

【0032】ここで、被検体表面における、照射位置1～4及び検出位置1～5の幾何学的配置例を図1および図2に示す。本実施例では、照射・検出位置を交互に正方格子上に配置する。この時、隣接する照射・検出位置の中点を計測位置とすると、この場合、隣接する照射・検出位置の組合せが12通り存在するため、計測位置数すなわち計測チャンネルが12個となる。この光照射・検出位置配置としては、例えば特開平9-149903号及びユウイチ・ヤマシタ(Yuichi Yamashita)他による「近赤外光トポグラフィ計測システム：散乱媒体中に局在する吸収体の画像化(Near-infrared topographic measurement system: Imaging of absorbers localized in a scattering medium)」、1996年、レビュー・オブ・サイエンティフィック・インスツルメント、第67巻、第730～732頁(Rev. Sci. Instrum., 67, 730 (1996))に記載されている。ここで、隣接する照射及び検出位置間隔を3cmに設定すると、各検出位置で検出された光は、皮膚、頭蓋骨を通過して大脳の情報を有していることが、例えばピー・ダブル・マコーミック(P.W.McCormick)他による「赤外光の大脳内部の浸透(Intracerebral penetration of infrared light)」、1992年、ジャーナル・オブ・ニューロサージェリ、第76巻、第315～318頁(J.Neurosurg., 76, 315 (1992))により報告されている。

【0033】以上のことから、この照射検出位置の配置で12計測チャンネルを設定すれば、全体として6cm×6cmの領域における大脳の計測が可能となる。この実施例では、簡単のために計測チャンネルが12の場合を示しているが、格子状に配置する光照射位置及び光検出位置の数をさらに増加させることにより、計測チャンネルをさらに増加させて、計測領域を拡大する事も容易に可能である。例えば、図3では40チャンネルの同配置を示している。また、照射・検出位置配置は正方格子状に限定するものではなく、さらに、隣接する照射及び検出位置間隔は3cmに限定するものではない。このような配置形状および間隔は、計測部位等に応じて適宜変化させてもよい。

【0034】図5において、それぞれの検出用光ファイバ10-1～10-5で捉えられた反射光は、検出用光ファイバ毎に独立に5個の光検出器たとえばフォトダイオード11-1～11-5で検出する。このフォトダイオードとしては、高感度な光計測が実現できるアバランシェフォトダイオードが望ましい。また、光検出器として光電子増倍管を用いてもよい。これらのフォトダイオードで光信号が電気信号に変換された後、変調信号の選択的な検出回路、例えば複数のロックインアンプから構成されるロックインアンプモジュール12で、照射位置かつ波長に対応した変調信号を選択的に検出する。この実施例では、アナログ変調の場合に対応する変調信号検

出回路としてのロックインアンプを示しているが、デジタル変調を用いた場合、変調信号検出としてデジタルフィルターもしくはデジタルシグナルプロセッサを用いる。

【0035】ここで、図2の「検出位置1」における検出信号、すなわちフォトダイオード11-1による検出信号を例にして変調信号分離の具体例を示す。ここで、図10に示すロックインアンプモジュール12の構成図を用いて説明する。「検出位置1」では、隣接した「光照射位置1」、「光照射位置2」、「光照射位置3」、「光照射位置4」から照射された光、すなわち図2における「計測位置4」、「計測位置6」、「計測位置7」、「計測位置9」を計測対象とする。ここで、フォトダイオード11-1で検出された光は、「照射位置1」、「照射位置2」、「照射位置3」、「照射位置4」で照射された各二波長の光に対応する変調周波数 $f(1-a)$, $f(1-b)$, $f(2-a)$, $f(2-b)$, $f(3-a)$, $f(3-b)$, $f(4-a)$, $f(4-b)$ 、の8個の信号を含んでいる。そこで、フォトダイオード11-1の出力信号を8箇所に分配し、それぞれ、これら8個の変調周波数を参照信号としている8個のロックインアンプ13-1～13-8で計測する。これら各ロックインアンプへの入力信号は、増幅器14及びスイッチ15を介している。ここで、例えばロックインアンプ13-1では参照信号の周波数が $f(1-a)$ のため、フォトダイオード11-1で検出された光に対して、「照射位置1」で照射された波長780nmの光、すなわち光の変調周波数が $f(1-a)$ の光のみを選択的に検出することができる。

【0036】他のロックインアンプにおいても同様に、特定の照射位置かつ波長の光をそれぞれ選択的に検出することができる。以下同様にして、他の検出位置で検出された光、すなわち他のフォトダイオード11-2～11-5からの検出信号についても、それぞれ隣接した照射位置及び波長に対応する変調周波数に対して個々にロックイン検出を行うことにより、全ての計測位置及び波長に対する検出光量を同時に計測することが可能となる。この実施例で示している12個の計測位置及び二波長の場合、計測する信号数は24となるため、ロックインアンプモジュール12では合計24個のロックインアンプを含んでいる。

【0037】これらロックインアンプ13-1から13-24のアナログ出力信号は、24チャンネルのアナログデジタル変換器16によりそれぞれデジタル信号に変換される。これらの計測は、制御部17により制御されている。さらに計測された信号は、記録部18で記録される。また、これら記録された信号は処理部19において、各計測位置ごとに二波長の検出光量を用いて、脳活動に伴う酸素化ヘモグロビン濃度変化及び脱酸素化ヘモグロビン濃度変化、さらにはこれらヘモグロビン濃度の

総和としての全ヘモグロビン濃度変化を計測する。この計測方法および画像化方法としては、例えば、特開平9-19408号及び前述アツシ・マキ(AtsushiMaki)他による「無侵襲近赤外光トポグラフィによるヒト脳活動の時空間解析 (Spatial and temporal analysis of human motor activity using noninvasive NIR topography)」、1995年、メディカルフィジックス、第22巻、第1997~2005頁 (Medical physics, 22, 1997(1995)) に記載されている方法を利用する。得られた画像は、表示部20において表示する。この画像としては、表示部20において、図11に示されているような等高線図(91)の他に、白黒濃淡画像、色彩による識別画像、または、三次元的な鳥瞰図画像でもよい。

【0038】ここで、制御部17と処理部19とは、パソコン用コンピュータとして一体化していてもよい。また、記録部18は、パソコン用コンピュータの一部として含まれるメモリー、ハードディスクやさらに、フロッピーディスクドライブなどの各種記録ドライブなどから構成されている。また、この記録部18には、フロッピーディスクなどの記録媒体23でアクセス可能である。表示部20の一部を成すモニタとしては、CRTディスプレイや液晶ディスクプレイでもよい。また、制御部17には、操作部24が接続され、操作部には種々の情報の入力および出力を実行したりデータの追加や削除を行うキーボードやマウス等を含む。また、この制御部17は、各光ファイバ支持部に含まれる表示素子をコントロールする光ファイバ表示コントローラ22と、プローブの光ファイバホルダに含まれるプローブ表示コントローラ25を制御する。

【0039】ここで、計測を始める前に、多数の光ファイバを頭部に装着する手順を示す。この装着に先立ち、表示部20において、図12に示す計測配置(光ファイバ配置)モードの選択画面が表示される。ここでは、光ファイバ配置について予めプログラムとして用意しているいくつかの既成モードの他に、フリーモードの選択(102)も用意する。このフリーモードでは、光照射及び検出位置などの配置を自由に設定することができる。

【0040】ここで、この図12において、例えば12チャンネルモード(101)を選択すると、図1に示す光ファイバ装着画面が表示される。この画面では、例えば四角形の大きな枠状の图形(111)の内部にいくつかの表示要素が配置されている。ここでは、照射光ファイバの配置位置を黒丸の表示要素(112)として、また、検出光ファイバの位置配置を白丸の图形要素(113)として示し、計測位置を四角の图形要素(114)で示している。これらの图形要素の相対的位置は、実際の光ファイバ配置に対する相似が望ましいが、必ずしも相似の必要はない。これらの各图形要素の内部には、そ

れぞれの照射もしくは検出位置に一対一に対応する光ファイバの番号を示す記号、例えば数字が記入されている。ここで、各图形要素を、照射および検出および計測位置として明確に区別するために、例えば照射位置番号を赤色で、また、検出位置番号を青色で、計測位置番号を黒色で表示しても良い。もちろん、ここで用いる图形要素および各番号は、ここで述べたものに限定されるものではない。また、各表示要素の配置図において、スケールバー(115)を表示する。

【0041】ここで、被検体における照射、検出、計測位置関係を明確に表示するため、図13に示すように、被検体の形状を示す画像または線画(121)に、照射・検出位置などの图形要素群122に重ね合わせて表示してもよい。また、被検体における各照射・検出位置などを特定するために、これらの位置の被検体における座標を示す数値を入力する(123)。この数値としては、例えば、右耳から、左耳から、そして、解剖学的にナジオン(鼻根点:額と鼻との境界)と呼ばれる位置から、それぞれ頭皮に沿った距離として、頭部上の座標を数値として一意的にかつ簡単に示すことができる。またこの際に、被検体の計測部位の大きさを示すため、例えば左右耳間の直線距離および頭皮上距離、およびナジオンとイニオン(後頭部における正中線上にある解剖学的な位置)間の直線距離および頭皮上距離も入力する(124)。

【0042】また、このような被検体の外部形状を示す画像の他に、内部形状、例えば解剖学的な大脳の構造を示す画像を用いてもよい。例えば、図14に示すように、MRI画像、CT画像、超音波画像等の内部形状画像(131)に、照射・検出位置などの图形要素群132に重ね合わせて表示してもよい。ここで、図15に示すように、図1のように图形要素のみの表示(141)、および、図13のような外部形状と图形要素との重ね合せ表示(142)を、一つの表示画面上に並べて表示してもよい。

【0043】ここで、例えば表示部20で表示されている図1の画面上で、照射光ファイバ8-1(照射位置1)に相当する图形要素を操作部で選択すると(例えばマウスで該当图形要素をクリックすると)、この該当图形要素の背景色が黒色から例えば桃色に変化し、図7に示されている照射用光ファイバ番号8-1の先端の支持部31に取り付けた表示素子32が点灯し、この光ファイバが、さきほど選択した图形要素に対応して装着すべき光ファイバであることを表示する。この場合、图形要素の桃色は、装着中を意味する状態である。また、この図1の画面上における照射用光ファイバ8-1の图形要素の選択により、プローブ21に配置している光ファイバホルダ52における表示素子でも、該当光ファイバホルダで点灯し、装着すべき光ファイバ及びプローブにおいてこの光ファイバが装着されるべき位置が共に明示さ

れる。これにより、該当光ファイバを、所定位置に操作者が間違いなくかつ迅速にすなわち効率的に装着することが可能になる。この光ファイバの装着が終了すると、次に、例えば検出用光ファイバ10-1（検出位置1）の図形要素を、図1の画面上で選択する。そうすると、まず、照射用光ファイバ8-1を示す図形要素内の背景色が、例えば桃色から空色に変化する。この空色は、装着終了の状態を示す。そして、検出用光ファイバ10-1に相当する図形要素の背景色が桃色に変化すると共に、該当検出用光ファイバ10-1の先端の表示素子が点灯して、また、プローブ21における該当光ファイバホルダ52の表示素子が点灯する。もちろん、ここで述べた各図形要素の変化は、前述の色変化に限定されるものではなく、識別可能な色であればどのような色でも構わない。また、色の変化だけではなく、各図形要素において、このような装着状態などの変化を斜線、網掛けなどのパターンの変化として示してもよい。以下、同様にして、すべての光ファイバの装着が終了すれば、図1の表示画面のOKボタン（116）を選択する。クローズボタン（117）を選択すると、一つ前の画面、この場合、計測配置モード選択画面へと戻る。

【0044】このOKボタン（116）の選択により、各図形要素の背景色などは当初のものに戻り、下記に示す準備計測が実行される。準備計測が実行中は、表示画面上に図16に示すような、準備計測実行中の表示（151）が示される。この準備計測は、キャンセルボタン（152）で取り消すことができる。この準備計測は、本格的なヘモグロビン等の濃度変化の計測、すなわち本計測の前に実行する。

【0045】この準備計測全体の概要を示すフローチャートを図17に示す。この図17中における各処理の詳細を以下で説明する。

【0046】（ステップ1：環境設定）環境設定の処理の詳細を図18に示すフローチャートで述べる。

【0047】（ステップ1-1）制御部17により光源部1の駆動回路4を制御して、すべての半導体レーザの光出力をゼロレベルにすると共に、ロックインアンプモジュール12内の増幅器14のゲインをある一定値、例えば1に設定する。また、増幅器の後の各スイッチ15をオフにすることで、この増幅器からの信号が各ロックインアンプに入力せずに、直接アナログデジタル変換器16に入力するよう設定する。

【0048】（ステップ1-2）すべての半導体レーザからの光出力がゼロの状態で、各フォトダイオードからの直流出力を迷光レベルとして計測する。

【0049】（ステップ1-3）各迷光レベルが、ある所定の範囲を超えている場合、そのフォトダイオードに対応する検出位置を表示部20で表示する。この表示例を図19に示す。表示画面上に、迷光レベルが所定範囲を超えている旨を文字により表示すると共に（16

1）、計測位置配置画面においても、該当検出位置を示す画面要素の背景色を、所定の迷光レベルを超えた部分を黄色で表示する。例えば図19では、「検出位置2」で所定の迷光レベルを超えた場合として、背景色黄色の代わりに、便宜上斜線で示した例を表示している（162）。

【0050】（ステップ1-4）操作者に、図19に示されるように計測室の照明レベルや光ファイバの装着状況についての再考を促し、測定者が図19における画面で再試行（163）を選択すればステップ1-2に戻る。再試行を選択せずに続行（164）を選択すれば、ステップ1-5へ進む。

【0051】（ステップ1-5）検出位置を示す変数をyとし、各フォトダイオード11-1～11-yに対応する迷光レベル値をI_s(y)として記録部18で記録する。

【0052】（ステップ2：光順次照射）光逐次照射の処理の詳細を図20に示すフローチャートで述べる。

【0053】（ステップ2-1）ロックインアンプモジュール12内の各スイッチ15をオンにし、増幅器14からの出力信号が各ロックインアンプに入力するようとする。

【0054】（ステップ2-2）変数nに数値1を代入する。

【0055】（ステップ2-3）照射位置n、ここではn=1の場合、図3における「照射位置1」に照射する波長780nmの半導体レーザ3（1-a）に関する駆動回路4（1-a）及び発振器3を制御し、この半導体レーザからの光出力をゼロレベルから、ある設定値まで連続的もしくは離散的に上昇させる。ここで、「照射位置1」に隣接する「検出位置1, 2, 3」それぞれに対応するフォトダイオード11-1～11-3に接続されて、かつ、半導体レーザ3（1-a）の変調周波数f（1-a）と同じ周波数で同期している該当ロックインアンプにおける検出信号もそれぞれ同時に計測する。この時、光源部の光出力レベル変化に対する、各ロックインアンプ検出信号レベルの反応が、全てフォトダイオード及びロックインアンプの線形反応の範囲内すなわちダイナミックレンジの範囲内であることを確認する。ここで、検出信号レベルの一つでも、このダイナミックレンジを超えて線形性が失われていた場合、半導体レーザ3（1-a）からの光出力設定値を所定レベルまで低下させて、再度同様な操作を繰り返す。

【0056】この際の、半導体レーザの光強度レベルと各ロックインアンプからの検出信号レベルを共に記録する。例えば照射位置を示す変数をx、検出位置を示す変数をy、さらに波長を示す文字変数をzとして、光強度レベルをP(x, z)、検出信号レベルをI(x, y, z)とする。このzとしては、波長780nmの場合は文字aを、波長830nmの場合は文字bを代入することになる。

【0057】その後、この半導体レーザの光出力をゼロとする。

【0058】引き続き照射位置n、ここでn=1の場合、「照射位置1」に照射する波長830nmの半導体レーザ3(1-b)に関しても、上記波長780nmの場合と同様な操作を行う。

【0059】次に、nを1加算して、nが照射位置の数、すなわち4以下であれば、半導体レーザ3(n-b)及び3(n-b)に対してさらに同様な操作を順次繰り返す。

【0060】(ステップ3：検出信号のバランス指標計算) 検出信号のバランス指標計算の処理の詳細を図21に示すフローチャートで述べる。

【0061】(ステップ3-1) 変数nに数値1を代入する。

【0062】(ステップ3-2) ステップ2-3で導入した光強度レベルP(x,z)及び検出信号レベルをI(x,y,z)を初期条件として、これらの仮想操作用変数としてPv(x,z)及びIv(x,y,z)を設定する。

【0063】(ステップ3-3) 検出位置nに対応するフォトダイオード11-n、例えばn=1の場合フォトダイオード11-1で検出される迷光以外の検出信号レベルIv(1,1,a), Iv(1,1,b), Iv(2,1,a), Iv(2,1,b), Iv(3,1,a), Iv(3,1,b), Iv(4,1,a), Iv(4,1,b)の平均値をIm(n)、すなわちIm(1)とし、この平均値に対する各検出信号レベルの比率をバランス指標として計算する。このバランス指標としては、照射位置x, 検出位置y, 波長zの3変数を用いてV(x,y,z)で示す。例えば検出信号レベルIv(1,1,a)に対するバランス指標V(1,1,a)は、Iv(1,1,a)/Im(1)となる。

【0064】この指標の意味として、V(x,y,z)の値が1であればその該当信号レベルは平均であることを示し、1を超えると信号レベルが強い傾向を、1を下回ると信号レベルが弱い傾向を示している。同一フォトダイオードからの全ての信号において、バランス指標が全て1であれば、バランスの取れた検出レベルであることを示し、1を大きく超えたもの及びゼロに近いものが混在していれば、検出信号レベルが強いアンバランスであることを示している。

【0065】次に、nを1を加算して、nが検出位置の数、ここでは5以下であれば検出位置nに対するフォトダイオード11-nに対して同様な処理を行い、全ての検出信号レベルに対してバランス指標を計算する。

【0066】(ステップ3-4) ステップ3-3で計算した全てのバランス指標V(x,y,z)を、それらの値に従ってグループ分けを行う。例えば、V(x,y,z)が1.5以上のAグループ、1.5から0.5までのBグル

ープ、0.5から0.2までのCグループ、さらには0.2以下のDグループとする。検出信号レベルのアンバランスは、通常、計測部位または光ファイバ装着状況など、特定の光照射もしくは検出位置に関して生じる場合が多い。従って、C及びDグループには光ファイバを同じくするものが多く含まれることになる。この照射・検出位置を求めると共に、Aグループに属する光照射・検出位置を抽出する。

【0067】(ステップ4: 検出信号バランス化(光強度レベル増加)) 検出信号バランス化(光強度レベル増加)処理の詳細を図22に示すフローチャートで述べる。

【0068】(ステップ4-1) バランス指標のグループ分けで、Dグループに分類されるV(x,y,z)が含まれる場合、該当する照射位置及び検出位置または該当計測位置を表示部20で表示する。この表示例を図23に示す。表示画面上に、検出信号レベルが所定範囲より低い旨を文字により表示する(171)と共に、光ファイバ位置配置図面においても、該当照射位置及び該当検出位置を示す画面要素の背景色を、Dグループの場合は黄色で表示する。例えば図23では、「検出位置2」および照射位置1に係る検出信号レベルが所定のレベルより低い場合として、背景色黄色の代わりに、便宜上斜線で示した例を表示している(172)。

【0069】また、このような表示は、該当照射位置と該当検出位置とで一意的に求められる計測位置を示す图形要素の背景色で示しても良い。

【0070】(ステップ4-2) 操作者に、図23に示すように、該当照射位置および検出位置における光ファイバの再装着についての再試行を促し、操作者が再試行ボタン(173)を選択すればステップ1に戻る。継続ボタン(174)を選択すれば、ステップ4-3へ進む。

【0071】(ステップ4-3) バランス指標のグループ分けで、DおよびCグループに分類されるV(x,y,z)が含まれない場合ステップ6へ進む。

【0072】(ステップ4-4) DおよびCグループのバランス指標に該当する照射位置からの仮想操作用光強度レベルPv(x,z)がある一定幅で増加させ、増加させた値にPv(x,z)の値を置き換える。

【0073】(ステップ4-5) ステップ4-4で増加したPv(x,z)の照射位置に該当する全ての仮想操作用検出信号レベルIv(x,y,z)について、Pv(x,z)の増加率に比例した値でそれぞれ置き換えると共に、全てのV(x,y,z)についても再計算を行い新たな値に置き換える。

【0074】(ステップ4-6) 新たなバランス指標に対して、グループ分けを再度実行する。

【0075】(ステップ4-7) CおよびDグループに該当するV(x,y,z)が含まれない場合、ステップ6へ

進む。

【0076】(ステップ4-8)所定の上限値に達した $P_v(x, z)$ が存在する場合、ステップ5へ移動する。所定の上限値に達していない場合、ステップ4-4に戻り同様な操作をさらに繰り返す。

【0077】(ステップ5:検出信号バランス化(光強度レベル減少))検出信号バランス化(光強度レベル減少)処理の詳細を図24に示すフローチャートで述べる。

【0078】(ステップ5-1)バランス指標のグループ分けで、Aグループに分類される $V(x, y, z)$ が含まれない場合、ステップ6へ進む。

【0079】(ステップ5-2)Aグループのバランス指標に該当する照射位置からの仮想操作用光強度レベル $P_v(x, z)$ がある一定幅で減少させ、減少させた値に $P_v(x, z)$ の値を置き換える。

【0080】(ステップ5-3)ステップ5-2で減少した $P_v(x, z)$ の照射位置に該当する全ての仮想操作用検出信号レベル $I_v(x, y, z)$ について、 $P_v(x, z)$ の減少率に比例した値でそれぞれ置き換えると共に、全ての $V(x, y, z)$ についても再計算を行い新たな値に置き換える。

【0081】(ステップ5-4)新たなバランス指標に対して、グループ分けを再度実行する。

【0082】(ステップ5-5)CおよびDグループに該当する $V(x, y, z)$ が含まれない場合、ステップ6へ進む。

【0083】(ステップ5-6)所定の下限値に達した $P_v(x, z)$ が存在する場合、ステップ6へ移動する。所定の下限値に達していない場合、ステップ5-1に戻り同様な操作をさらに繰り返す。

【0084】(ステップ6:最終調整)最終調整の処理の詳細を図25で示すフローチャートで述べる。

【0085】(ステップ6-1)変数nに数値1を代入する。

【0086】(ステップ6-2)検出位置nに対応するフォトダイオード11-n、例えばn=1の場合フォトダイオード11-1で検出される迷光レベル値を $I_s(1)$ および検出信号レベル $I_v(1, 1, a), I_v(1, 1, b), I_v(2, 1, a), I_v(2, 1, b), I_v(3, 1, a), I_v(3, 1, b), I_v(4, 1, a), I_v(4, 1, b)$ の総和を $I_t(y)$ 、すなわち検出位置nが1の場合 $I_t(1)$ とし、この値がフォトダイオードのダイナミックレンジを超えている場合、 $I_t(1)$ がこのダイナミックレンジの上限値となるように該当検出信号レベル $I_v(x, y, z)$ を均一の比率で減ずると共に、減じた $I_v(x, y, z)$ に係る $P_v(x, z)$ 、さらにその $P_v(x, z)$ に係る他の $I_v(x, y, z)$ についても同じ比率で減ずる。

【0087】(ステップ6-3)次に、nを1加算し

て、nが検出位置の数、すなわち5以下であれば、検出位置nに対してさらに同様な操作を順次繰り返す。

【0088】(ステップ6-4)全ての仮想操作用変数 $I_v(x, y, z)$ に対する全平均 I_{tm} を計算する。

【0089】(ステップ6-5)全ての $I_v(x, y, z)$ の検出信号レベルが I_{tm} になるように、ロックインアンプモジュール12内の個々の増幅器14の増幅率を独立に変化する。ここで、個々の $I_v(x, y, z)$ に係る増幅器の増幅率を $G(x, y, z)$ とする。

【0090】(ステップ6-6)個々のロックインアンプに入力する $I_t(y)$ と $G(x, y, z)$ との積が、ロックインアンプのダイナミックレンジを超えていれば、該当ロックインアンプに係る $G(x, y, z)$ を、 $I_t(y)$ と $G(x, y, z)$ との積がこのダイナミックレンジの上限値となるように該当 $G(x, y, z)$ を減ずる。

【0091】(ステップ6-7)このステップの時点における各照射位置および各波長における $P_v(x, z)$ の値に従い、実際に光源部1における全ての半導体レーザから光を同時に照射する。

【0092】(ステップ6-8)各ロックインアンプからの個々の実際の検出信号レベルが、 $I_v(x, y, z)$ と $G(x, y, z)$ との積を中心とした所定の範囲から外れていれば、操作者にその旨を表示する。この表示例を図26に示す。表示画面上に、検出信号レベルが所定範囲を外れている旨を文字により表示する(181)と共に、光ファイバ位置配置図面においても、該当照射位置及び該当検出位置を示す画面要素の背景色を黄色で表示する。例えば図26では、検出位置2および照射位置1に係る検出信号レベルが所定範囲を外れている低い場合として、背景色黄色の代わりに、便宜上斜線で示した例を表示している(182)。

【0093】また、このような表示は、該当照射位置と該当検出位置とで一意的に求められる計測位置を示す图形要素の背景色で示しても良い。その場合、操作者が準備計測の再試行(183)を選択すればステップ1に戻る。また、続行ボタン(184)を選択すれば、ステップ7へ進む。

【0094】(ステップ7:最終確認)最終確認の処理の詳細を図27で示す。

【0095】(ステップ7-1)ステップ6-8における光照射、光検出の状態を、ある一定期間、例えば30秒間、保ったまま計測を実行する。もちろんこの期間は30秒に限ったものではない。

【0096】この間の全ての検出信号レベル $I(x, y, z)$ を所定のサンプリング間隔、例えば0.1秒ごとに計測する。このサンプリング間隔も0.1秒に限ったものではない。

【0097】(ステップ7-2)この一定期間中における各検出信号レベルの時間的な変動、例えば標準偏差を計算し、その標準偏差値が所定の範囲を超えている場合

には、その信号に係る照射位置および検出位置を表示部20で表示する。この表示例を図28に示す。表示画面上に、検出信号レベルの変動が所定範囲から外れている旨を文字により表示する(191)と共に、計測位置配置図面においても、該当照射位置及び該当検出位置を示す画面要素の背景色を例えば黄色で表示する。さらに、該当信号に係る変調周波数も、該当图形要素近傍に合わせて表示する(193)。このように変動が所定範囲から外れる場合、本発明による光計測装置の周辺に、係る周波数を発生する他装置が存在する可能性が高く、不要な他装置の電源等をオフにして、再試行ボタン(194)を押すことで再び、ステップ7-1の変動計測を実行する。また、この再試行に対しても、変動が変化しない場合、係る半導体レーザ、光検出器、増幅器もしくはロックインアンプ等が動作不良を生じている可能性もあり、必要に応じて予備機器に取り替えることもできる。

【0098】この場合、操作者が準備計測の再スタート(196)を選択すればステップ1に戻る。例えば図28では、「検出位置2」および「照射位置1」に係る検出信号レベルが所定範囲を外れている低い場合として、背景色黄色の代わりに、便宜上斜線で示した例を表示している(192)。

【0099】(ステップ7-3) $P_v(x, z)$ 値および $G(x, y, z)$ 値を記録部18で記録する。

【0100】これで準備計測を終えて、 $P_v(x, z)$ 値および $G(x, y, z)$ 値の値を利用して引き続き本計測を行う。以上の準備計測において、各半導体レーザの光強度レベルの変化は、発振器および駆動回路4からの印加電流を制御部17で制御することで行う。また、この光強度レベルの変化は、印加電流の変化に限らず、半導体レーザから被検体までの光路中に可変の光減衰フィルタを導入することで実行することもできる。

【0101】本計測の間、例えば図29に示す計測表示画面部分(201)のように、操作者が時間基準セッティングボタン202を選択した時刻を基準として、各計測信号の相対値変化率、もしくは酸素化、脱酸素化、全ヘモグロビン濃度変化を実時間もしくは時間的なフィルタリングを経てトポグラフィ画像として表示する。どの変化を表示するかは、チェック項目表示203の項目を選択する。この表示基準ボタンが選択されない場合、基準時刻は本計測が開始した時刻となる。また、照射位置、検出位置、計測位置を、位置重ね合わせボタン204の選択により、トポグラフィ画像と重ね合わせて表示することも可能となる。ここで、ストップボタン(205)の選択により、計測を中止することができる。また、図30に示すように、図29で示した計測画像(211)と、被検体外部形状を示す画像(または被検体内部の構造をあらわす画像)と計測位置の图形要素と計測画像とを重ね合わせた表示(212)を並べて示してもよい。

【0102】また、本計測中において、被検体における著しい生理的な変化、または、プローブなどの不意の装着ずれなどの要因により検出信号レベルが著しく変化した場合、表示部20で下記の方法で表示する。

【0103】まず検出信号レベルがある所定の値よりも小さくなった場合を図31の表示において説明する。図31において、信号レベルが低下した旨を示す文字が表示(221)され、該当照射位置及び検出位置及び計測位置を示す图形要素の背景色が、例えば黄色に変化する。この表示がこの状態に変化しても、本計測自体は何ら影響されることなく続行している。この計測条件を維持して計測を続行する場合は、特に新たな操作を加える必要がない。例えば図31では、検出位置2および照射位置1に係る検出信号レベルが低下した場合として、背景色黄色の代わりに、便宜上斜線で示した例を表示している(224)。

【0104】ここで、図31に示されているゲイン向上ボタン(222)を一回押すごとに、該当信号に係る増幅器の増幅率が所定間隔で向上する。また、図31に示されている光強度向上ボタン(223)を一回押すごとに該当信号に係る半導体レーザの光強度が所定の間隔で向上する。検出信号が所定のレベルに達したら、信号レベルの低下を示す文字および該当照射位置及び検出位置及び計測位置を示す图形要素の背景色は元に戻る。また、ゲイン向上ボタンおよび光強度向上ボタンが押されるごとに、変化した信号番号および変化した値を記録する。

【0105】次に、検出信号レベルがある所定の値よりも大きくなった場合を図32の表示画面において説明する。図32において、信号レベルが増大した旨を示す文字(231)が表示され、該当照射位置及び検出位置及び計測位置を示す图形要素の背景色が、例えばオレンジ色に変化する。この表示がこの状態に変化しても、本計測自体は何ら影響されることなく続行している。この計測条件を維持して計測を続行する場合は、特に新たな操作を加える必要がない。例えば図32では、検出位置2および照射位置1に係る検出信号レベルが増加した場合として、背景色オレンジ色の代わりに、便宜上斜線で示した例を表示している(234)。

【0106】ここで、図32に示されているゲイン向上ボタン(232)を一回押すごとに、該当信号に係る増幅器の増幅率が所定間隔で下降する。また、図32に示されている光強度向上ボタン(233)を一回押すごとに該当信号に係る半導体レーザの光強度が所定の間隔で低下する。検出信号が所定のレベルに達したら、信号レベルの増大を示す文字および該当照射位置及び検出位置及び計測位置を示す图形要素の背景色は元に戻る。また、ゲイン向上ボタンおよび光強度向上ボタンが押されるごとに変化した信号番号および変化した値を記録する。また、前記オレンジ色の点灯状態が継続し、さらに

ある所定の信号レベル、例えば入力該当A/Dコンバータのダイナミックレンジ上限に近接した場合、このオレンジ色の点灯が点滅に変化し、さらに所定期間この点灯が継続した場合、自動的に該当信号レベルに係る増幅器の増幅率を所定の比率、例えば50%低下させる。このような、増幅率および光強度の変化、また、ゲイン向上ボタンおよび光強度向上ボタンが押されるごとに変化した信号番号および変化した値を記録する。

【0107】さらに、検出信号レベルの著しい変化の場合、このような表示部における図形要素の変化だけではなく、光ファイバおよびプローブにおける該当表示素子において表示してもよい。

【0108】ここで述べた本計測中における検出信号レベルの変化に対する表示について、検出信号レベルの変化に限定されるものではなく、例えば本計測中におけるヘモグロビンもしくはチトクロームもしくはミオグロビンなどの色連濃度変化であってもよい。

【0109】また、この実施例で述べた表示および計測を実行させるためのプログラムは、コンピュータに読み取り可能な媒体、例えばハードディスクやフロッピーディスクやCD-ROMなどに記録されている。なお本発明の実施は、この実施例で示した準備計測のフローに限定されるものではない。

【0110】以上のように、本発明にかかる光計測装置及び記録媒体並びに光計測方法は、次の構成を含んで構成される。

【0111】被検体への光の照射位置と被検体からの光の検出位置、または、照射位置と検出位置との空間的な配置で決定される計測位置について、これらの相対的な位置関係を表示すると共に検出信号の状態もしくは状態の変化を示す表示部を含む。

【0112】複数波長について検出信号の状態もしくは状態の変化を示す表示部を含む。

【0113】照射位置および検出位置および計測位置を図形要素として示し、これら図形要素が特定された図形内に配置されている。

【0114】被検体における照射位置および検出位置および計測位置間の距離を示すスケールバーが表示されている。

【0115】検出信号の状態もしくは状態変化もしくは状態の単位時間あたりの変動を、表示部内で色もしくはパターンもしくは記号もしくは文字として表示する。

【0116】検出信号の状態もしくは状態変化もしくは状態の単位時間あたりの変動を表示部における照射位置および検出位置および計測位置を示す図形要素の色もしくはパターンの変化として表示する。

【0117】被検体の外部形状もしくは内部形状を示す画像上に、照射位置および検出位置および計測位置を示す図形要素を重ねあわせて表示する。

【0118】被検体の形状、および被検体における照射

位置および検出位置および計測位置を数値で示す座標情報を表示する。

【0119】被検体への光照射手段および被検体からの光検出手段、およびこれらの手段を被検体に装着するプローブに表示素子を含み、これら表示素子が表示部の図形要素の表示と連動して作用する。

【0120】検出信号の状態は、検出光強度もしくは被検体内部の状態である。

【0121】被検体内部の状態は、ヘモグロビンもしくはチトクロームもしくはミオグロビンの濃度もしくは濃度変化である。

【0122】表示部において選択された照射位置もしくは検出位置の図形要素と、光照射手段および光検出手段およびプローブにおける表示素子とを対応させて表示する。

【0123】光照射手段および光検出手段として光ファイバを用い、これら光照射手段および光検出手段およびプローブに発光素子を含む。

【0124】被検体への光の照射位置と被検体からの光の検出位置、また照射位置と検出位置との空間的な配置で決定される計測位置について、これらの相対的な位置関係を表示し、表示された照射位置および検出位置のいずれかの部位を指定したときに、被検体への照射光用のもしくは被検体からの検出光用の光ファイバの内、該当の部位に対応して設定された光ファイバを識別する。

【0125】光を被検体に照射する以前の状態における迷光を検出してこの迷光信号レベルを計測し、特定した迷光信号レベルについて、検出位置を示す図形要素に識別表示を行う。

【0126】照射によって被検体内部を通過した光を検出して電気信号に変換し、この電気信号に基づいて計測位置について検出信号を生成し、これら検出信号の信号レベルを計測して信号レベルに応じて照射位置および検出位置を示す図形要素に識別表示を行う。

【0127】照射位置について複数波長の光を個別に照射し、その照射によって被検体内部を通過した光を検出して電気信号に変換し、この電気信号に基づいて計測位置について波長毎の検出信号を生成し、これら検出信号の信号レベルを計測して照射位置、検出位置および計測位置を示す図形要素に識別表示を行う。

【0128】計測した迷光信号レベルに応じて照射位置、検出位置および計測位置を示す図形要素に識別表示を行う。

【0129】迷光信号レベルが所定の範囲を外れたときに、被検体への照射光用もしくは被検体からの検出光用の光ファイバの内、該当の部位に対応して設定された光ファイバを識別する。

【0130】複数の検出レベルをそれぞれ増幅器により独立に増幅し、各照射位置について光の照射強度レベルを独立に変化させる。

【0131】複数の検出レベルをそれぞれ増幅器により独立に増幅し、各照射位置および各波長について光の照射強度レベルを独立に変化させる。

【0132】検出信号レベル間の差が所定の範囲に入るよう前に記増幅器における増幅率および光照射レベルを変化させる。

【0133】検出信号レベルが所定範囲から外れているときに、該当の照射位置、検出位置および計測位置を示す図形に識別表示を行う。

【0134】増幅器による増幅率もしくは光の照射レベルが所定範囲から外れているときに、該当の照射位置、検出位置および計測位置を示す図形に識別表示を行う。

【0135】識別表示を行ったときに、被検体への照射光用もしくは被検体からの検出用の光ファイバの内、該当の部位に対応して設定された光ファイバを識別する。

【0136】該当の検出信号についての増幅器の増幅率もしくは該当の照射光の光強度レベルを所定の割合で変化させる。

【0137】増幅率および光強度レベルの変化した値および変化した時刻に相当する時間データ、並びに変化した計測信号に割り当てられた番号を記録する。

【0138】被検体への光の照射位置と被検体からの光の検出位置、また照射位置と検出位置との空間的な配置で決定される計測位置を求めるプログラム、これらの位置の相対的な位置関係を表示するためのプログラムおよび検出信号の状態もしくは状態の変化を示す表示を行うためのプログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体を含む。

【0139】検出信号の状態もしくは状態の変化を示す表示を行うためのプログラムは、迷光信号を計測させ、迷光信号レベルを特定させるためのプログラム、検出信号を計測させ、検出信号レベルを特定させるためのプログラム、各照射位置について光の照射レベルを変化させるためのプログラム、照射位置、検出位置および計測位置を示す図形に識別表示を行わせるプログラム、および識別表示を行ったときに、被検体への照射光用もしくは被検体からの検出用の光ファイバの内、該当の部位に対応して設定された光ファイバを識別させるためのプログラムとを含んでいる。

【0140】光による生体の無侵襲画像計測方法において、被検体への光の照射位置と被検体からの光の検出位置、または照射位置と検出位置との空間的な配置で決定される計測位置について、これらの相対的な位置関係を表示し、表示された照射位置および検出位置のいずれかの位置を指定し、被検体への照射光用のもしくは被検体からの検出光用の光ファイバの内、該当の位置に対応して設定された光ファイバを識別し、識別された光ファイバを被検体の所定の位置に装着するようにした。

【0141】

【発明の効果】多数の光ファイバを被検体に装着して計

測する装置において、操作者にとって、どの光ファイバをどの部位に配置すべきかを的確に判断し、迅速に作業が実行できる。

【0142】さらに、時間分解能を高く保つ複数波長・複数位置での多チャンネル同時計測において、計測の信頼性の高い装置を提供すると共に、被検体に対して光ファイバの装着状態に問題が生じている場合に、多数の装着光ファイバに対して、該当問題光ファイバおよびその位置を明瞭に表示することで、操作性の高い装置が提供される。

【0143】さらに、実際の計測中における検出信号レベルを常にモニタし、検出信号レベルが信号入力デバイスのダイナミックレンジの所定範囲を外れそうになった場合、その検出信号に係る照射位置および検出位置などを表示すると共に、検出信号レベルを自動的に調整する機構を有することで、効率的な計測装置が提供される。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による実施例における基本画面構成の例を示す図である。

【図2】12チャンネル計測に対する照射位置および検出位置の配置例を示す図である。

【図3】40チャンネル計測に対する照射位置および検出位置の配置例を示す図である。

【図4】従来の高時間分解計測装置の要点を示す概要図である。

【図5】本発明による実施例における装置の基本構成を示すブロック図である。

【図6】実施例における光モジュール内の構成図である。

【図7】実施例における光ファイバの先端構造を示す図である。

【図8】実施例におけるプローブ装着状況を示す図である。

【図9】実施例におけるプローブと光ファイバの装着時の構造を示す図である。

【図10】実施例におけるロックインアンプモジュール内の構成である。

【図11】実施例における計測結果の表示例を示す図である。

【図12】実施例における計測モード選択画面の例を示す図である。

【図13】実施例における被検体外部形状画像に計測位置配置等を重ねあわせた画面の例を示す図である。

【図14】実施例における被検体外部形状画像に計測位置配置等を重ねあわせた画面の例を示す図である。

【図15】実施例における被検体外部形状画像に計測位置配置等を重ねあわせた画面と、基本画面構成の例とを並べて表示した例を示す図である。

【図16】実施例における準備計測の実行中の例を示す図である。

【図17】実施例における準備計測全体の概要を示すフローチャートである。

【図18】実施例における準備計測のステップ1における環境設定処理の詳細を示すフローチャートである。

【図19】実施例における準備計測中の高迷光レベルを示す図である。

【図20】実施例における準備計測のステップ2における光順次照射処理の詳細を示すフローチャートである。

【図21】実施例における準備計測のステップ3における検出信号バランス指標計算処理の詳細を示すフローチャートである。

【図22】実施例における準備計測のステップ4における検出信号バランス化（光強度レベル増加）処理の詳細を示すフローチャートである。

【図23】実施例における準備計測中の低信号レベルを示す図である。

【図24】実施例における準備計測のステップ5における検出信号バランス化（光強度レベル減少）処理の詳細を示すフローチャートである。

【図25】実施例における準備計測のステップ6における最終調整処理の詳細を示すフローチャートである。

【図26】実施例における準備計測中のレンジオーバーを示す図である。

【図27】実施例における準備計測のステップ7における最終確認処理の詳細を示すフローチャートである。

【図28】実施例における準備計測中の高計測ゆらぎ信号を示す図である。

【図29】実施例における本計測中の計測画面を示す図である。

【図30】実施例における本計測中の計測画面および被検体外部形状画像に計測画像を重ねあわせた画面の例を示す図である。

【図31】実施例における本計測中の低計測信号レベルを示す図である。

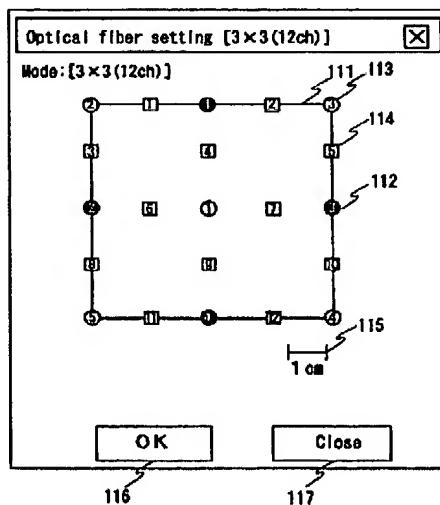
【図32】実施例における本計測中の高計測信号レベルを示す図である。

【符号の説明】

1…光源部、2…光モジュール、3…発振部、3 (1-a)～3 (1-b)…半導体レーザ、4 (1-a)～4 (1-b)…駆動回路、5…集光レンズ、6…光ファイバ、7…光ファイバ結合器、8-1～8-4…照射用光ファイバ、9…被検体、10-1～10-5…検出用光ファイバ、11-1～11-5…フォトダイオード、12…ロックインアンプモジュール、13-1…ロックインアンプ、14…増幅器、15…スイッチ、16…アナログデジタル変換器、17…制御部、18…記録部、19…処理部、20…表示部、21…プローブ、22…光ファイバ表示コントローラ、23…記録媒体、24…操作部、25…プローブ表示コントローラ、31…光ファイバ支持部、32…表示素子、33…電気信号ケーブル、41…ゴムひも、51…プローブ基盤、52…光ファイバホルダ、53…ナットネジ、54…光ファイバ支持部固定ネジ、55…表示素子。

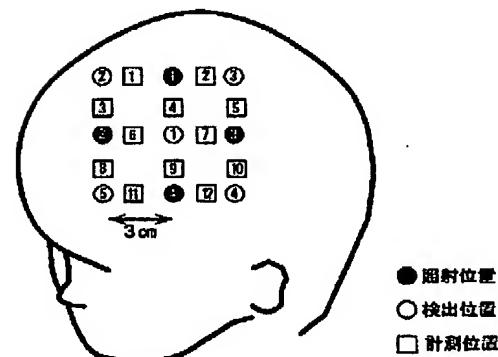
【図1】

図 1



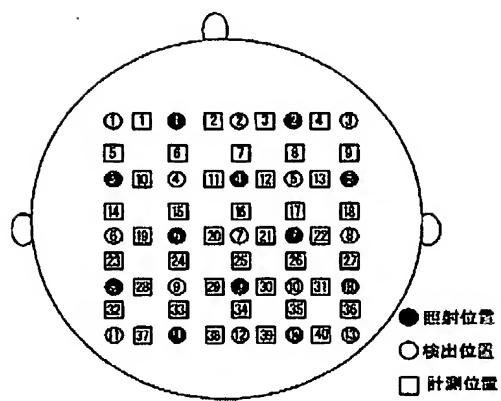
【図2】

図 2

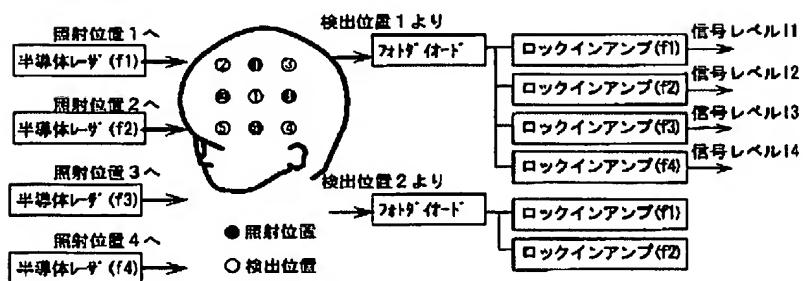


【図3】

圖 3

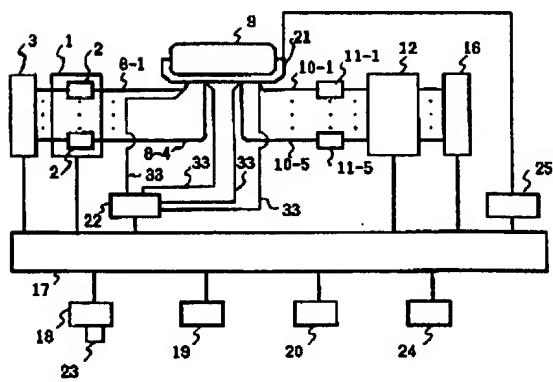


〔図4〕



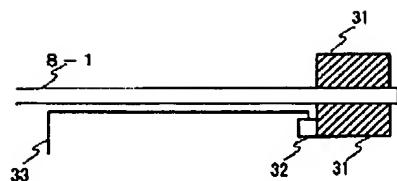
【図5】

5



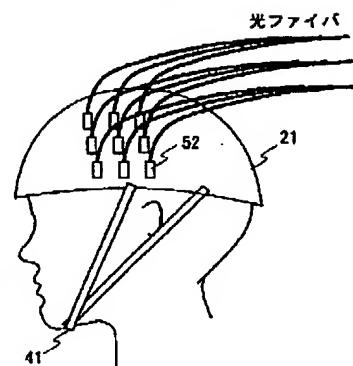
〔図7〕

图 7



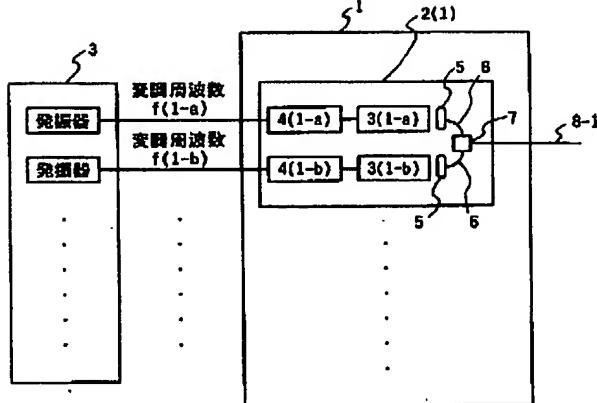
〔图8〕

四 8



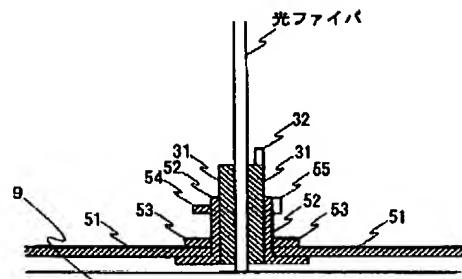
【图6】

6



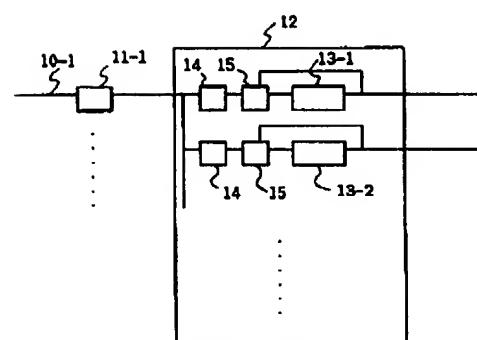
【図9】

図 9



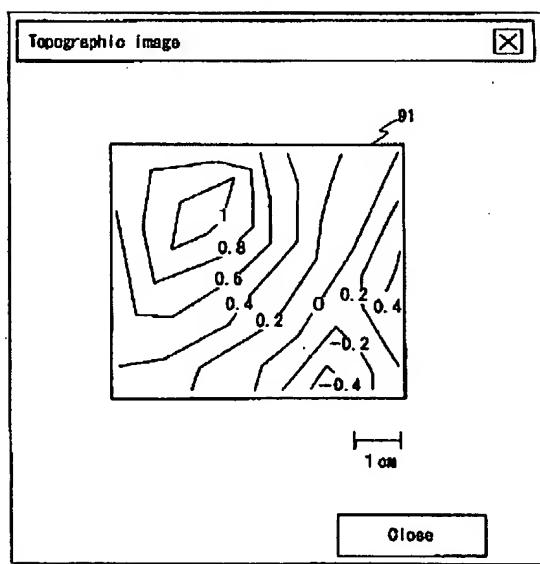
【図10】

図 10



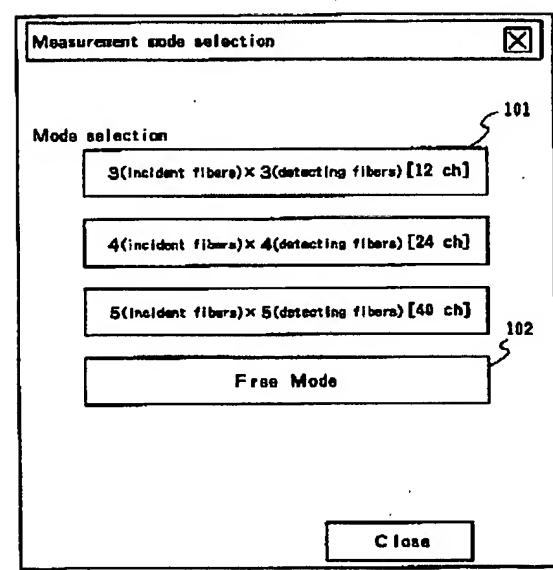
【図11】

図 11



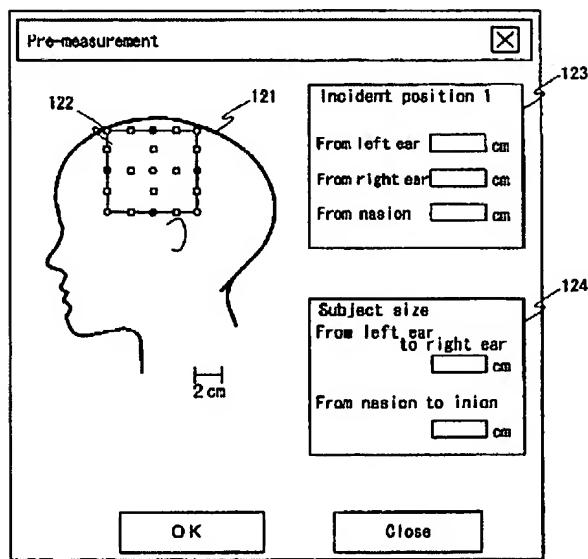
【図12】

図 12



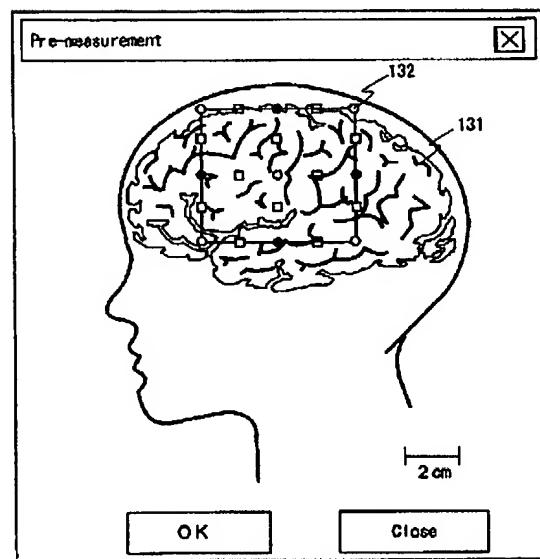
【図13】

図 13



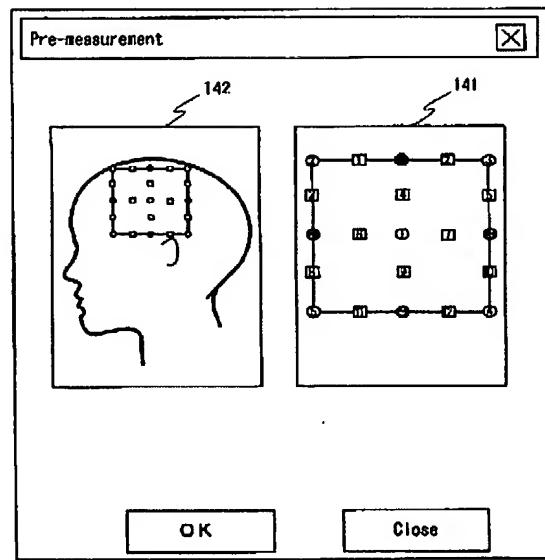
【図14】

図 14



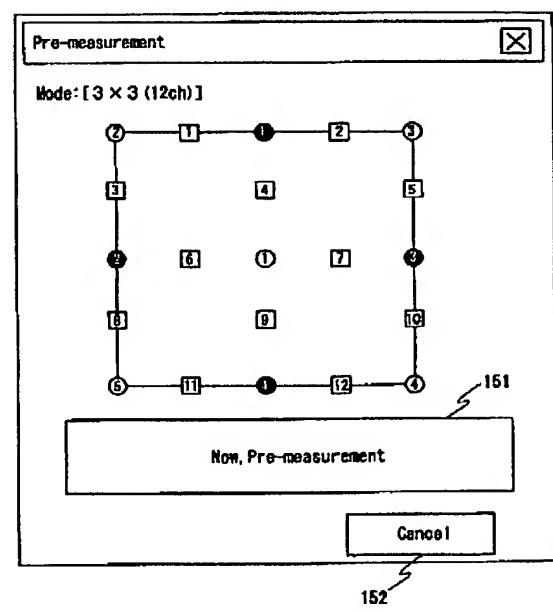
【図15】

図 15



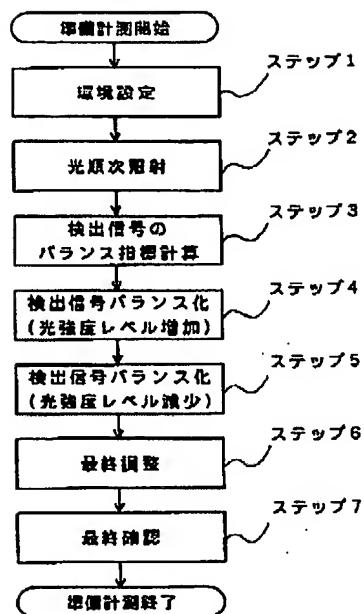
【図16】

図 16



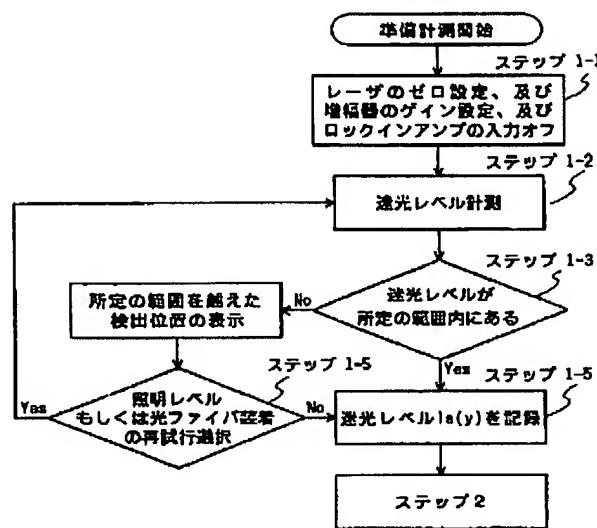
【図17】

図 17



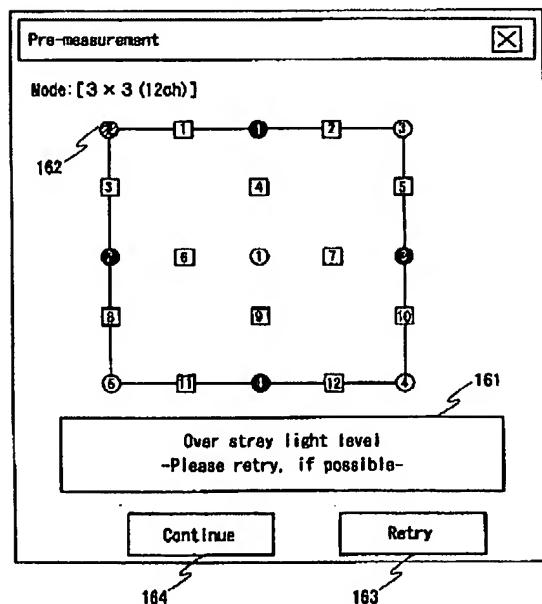
【図18】

図 18



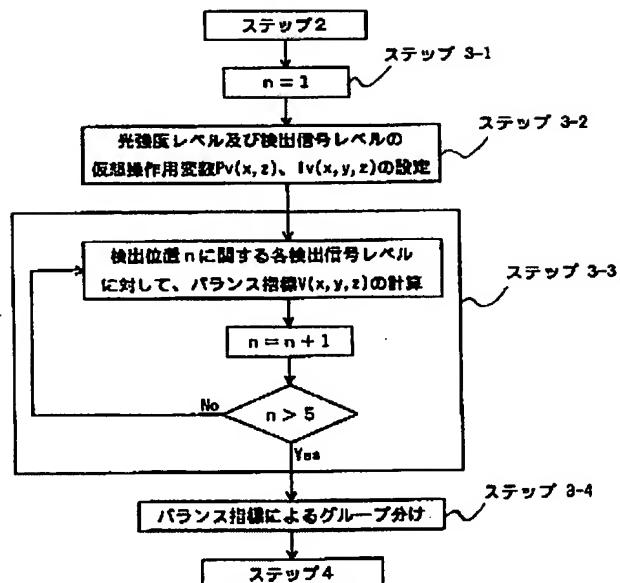
【図19】

図 19



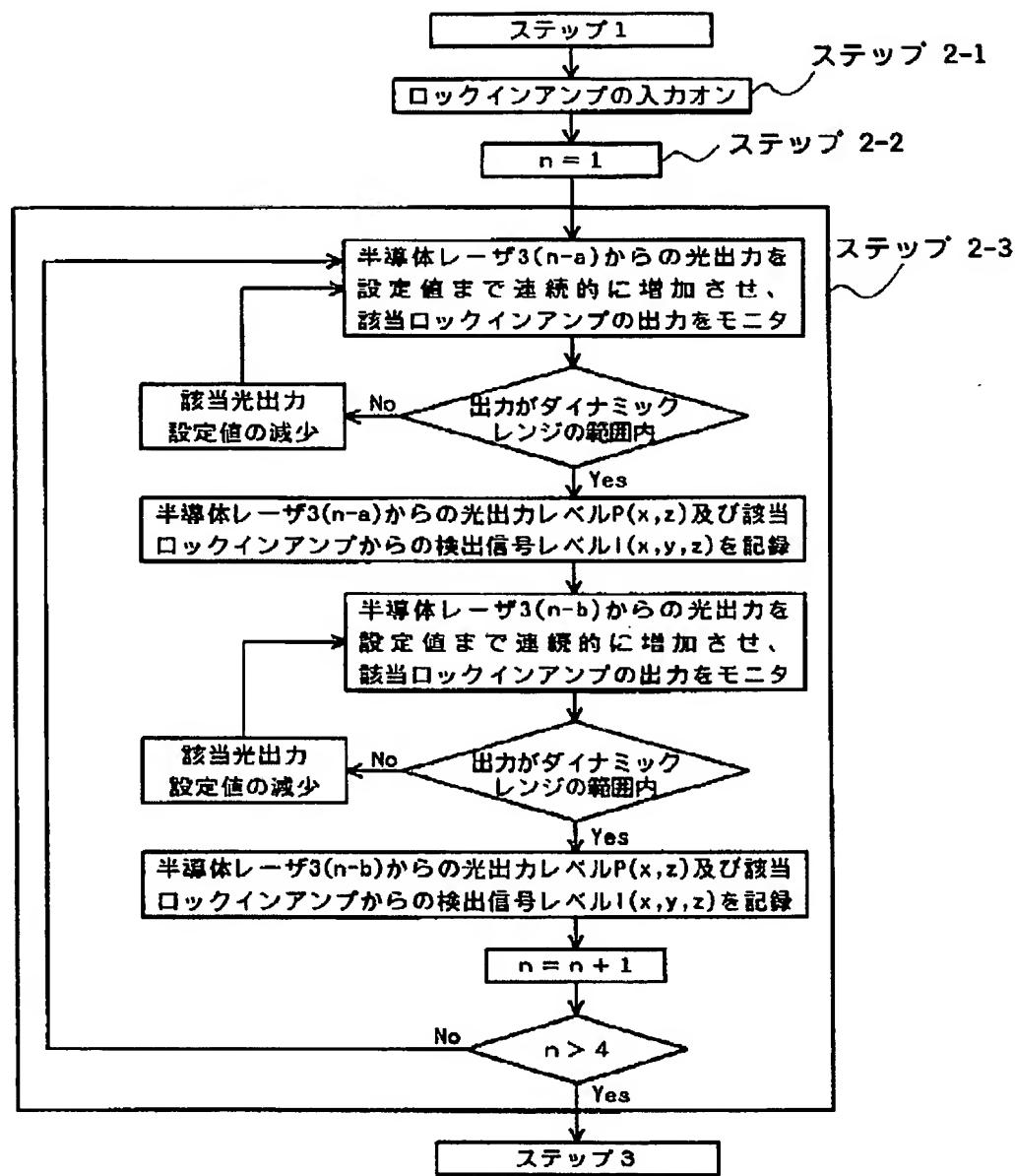
【図21】

図 21



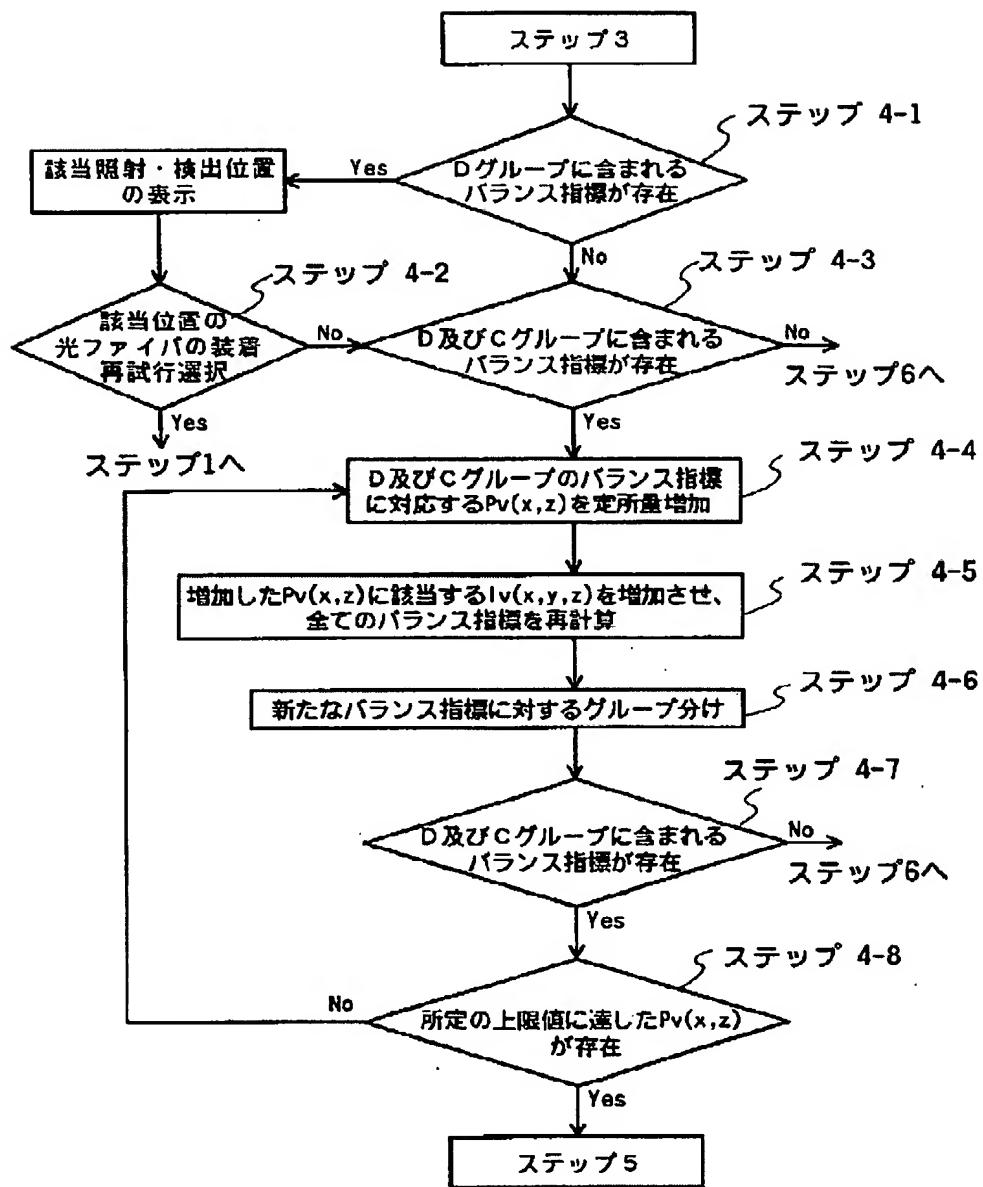
【図20】

図 20



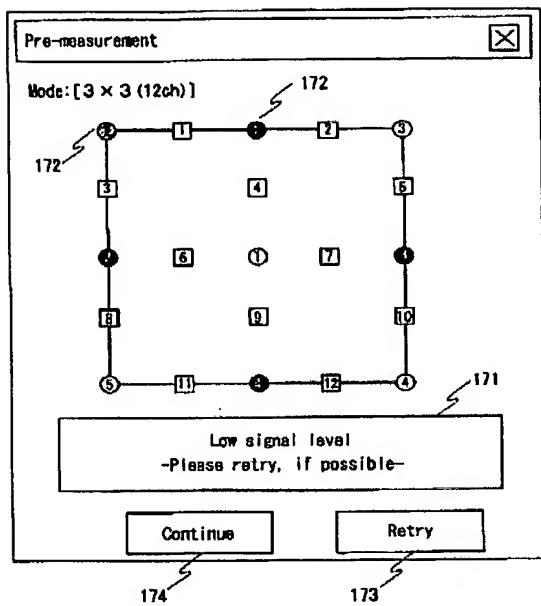
【図22】

図 22



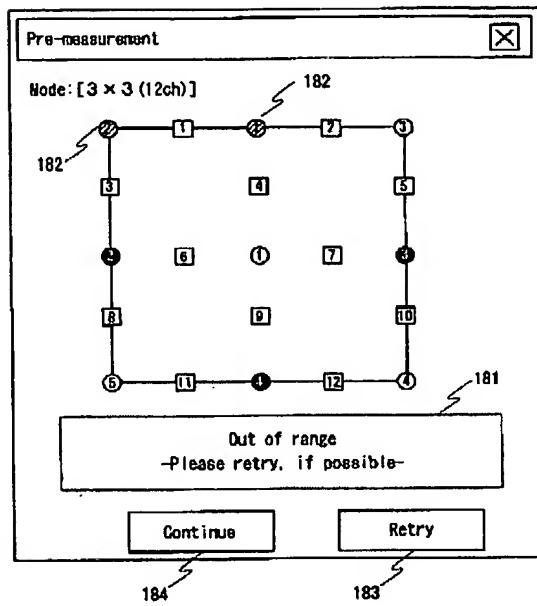
【図23】

図 23



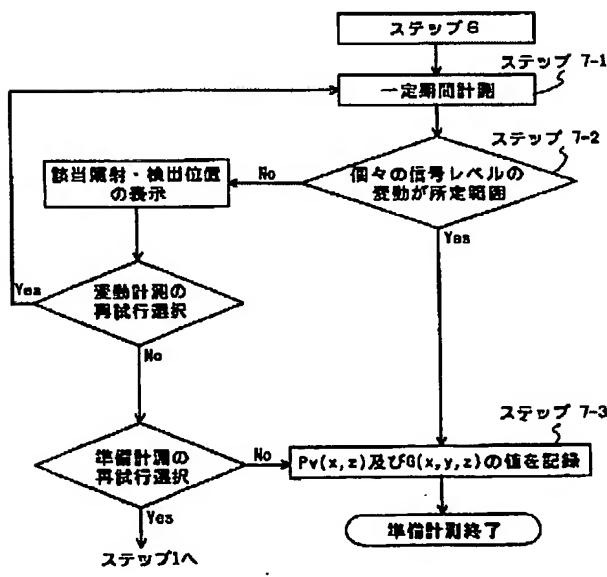
【図26】

図 26



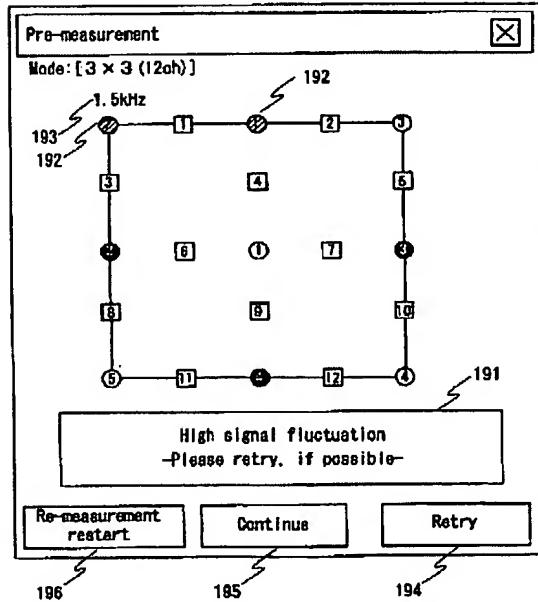
【図27】

図 27



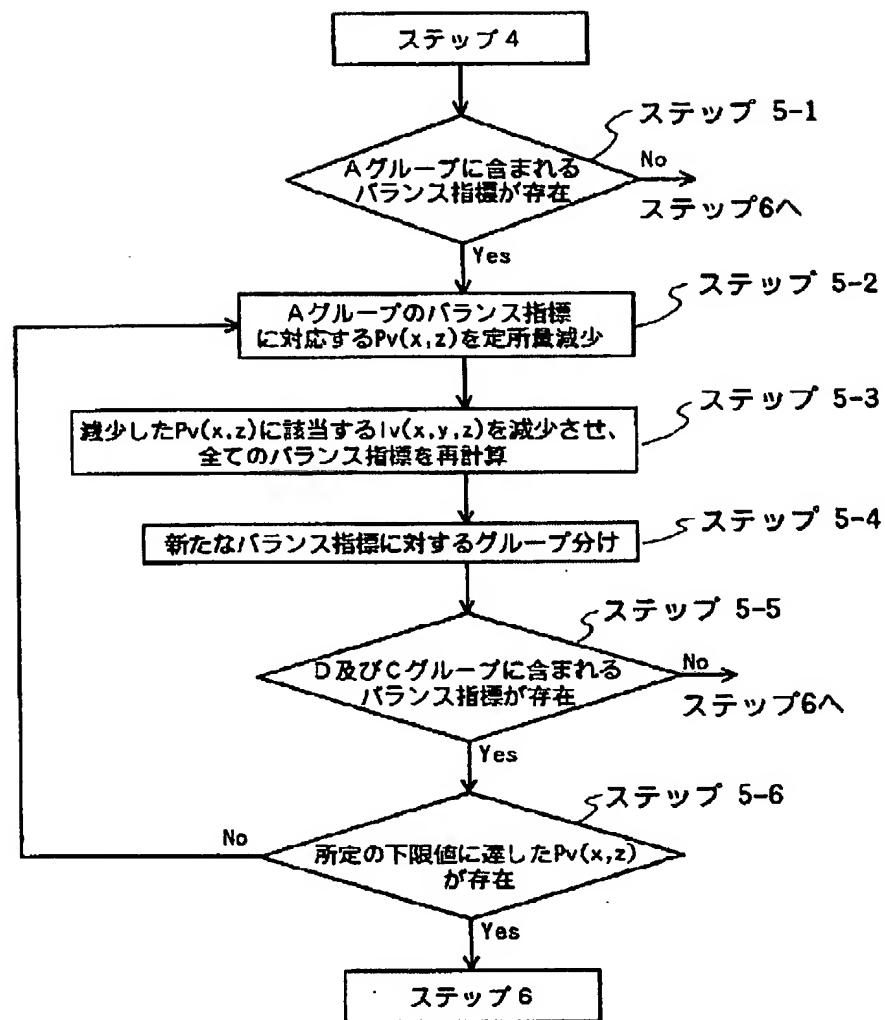
【図28】

図 28



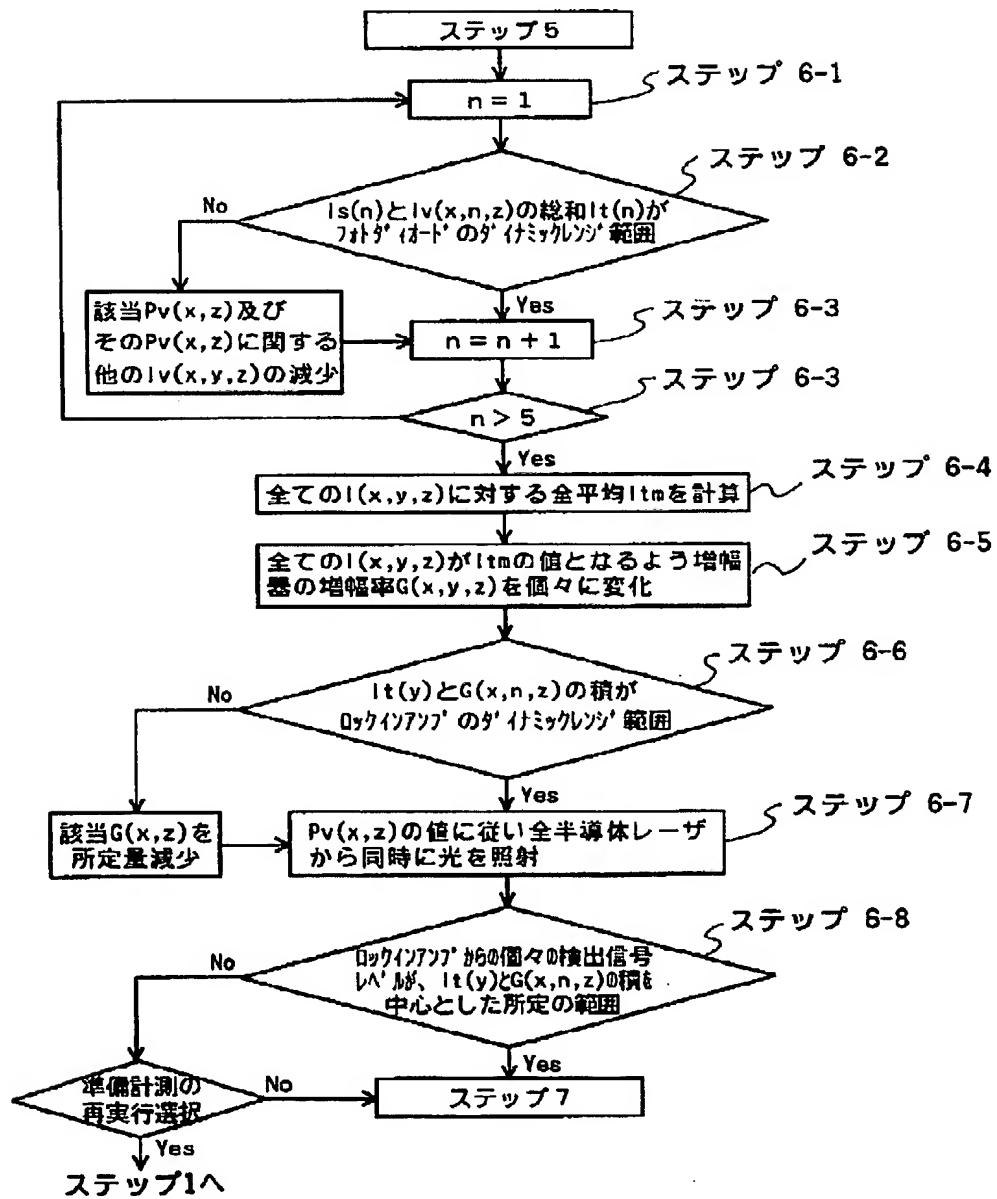
【図24】

図 24



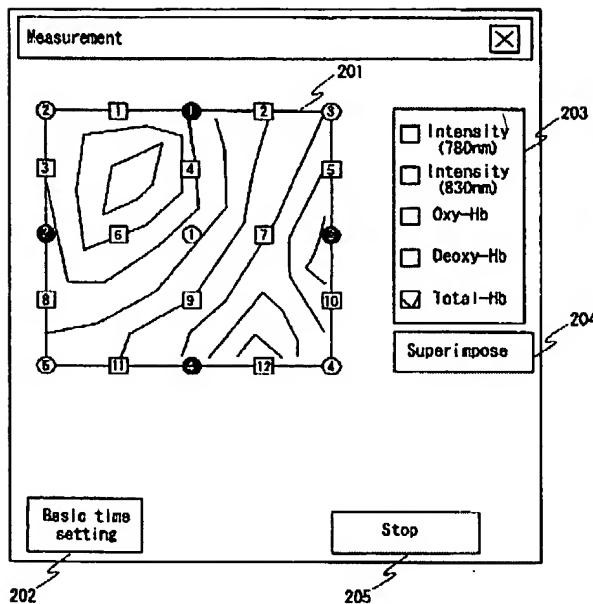
【図25】

図 25



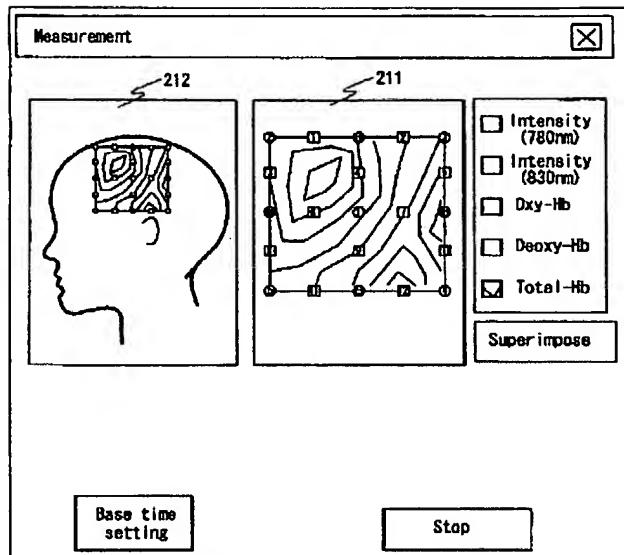
【図29】

図 29



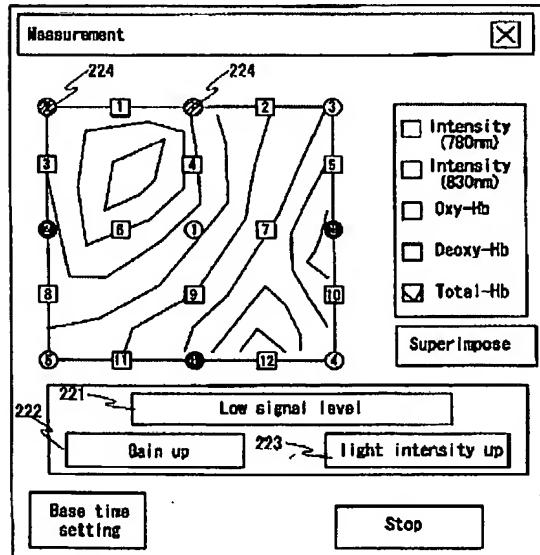
【図30】

図 30



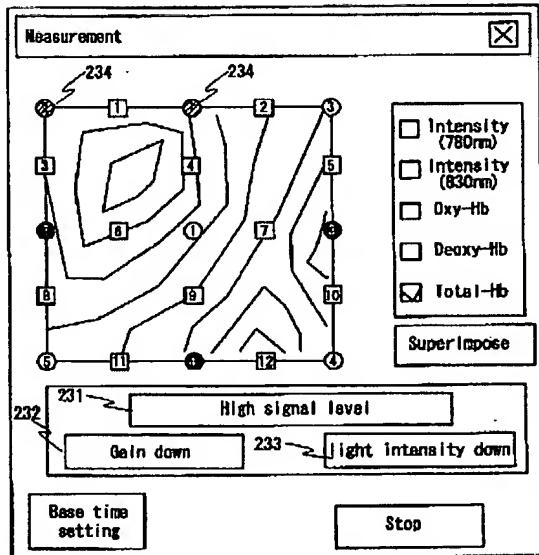
【図31】

図 31



【図32】

図 32



フロントページの続き

(72) 発明者 牧 敦
東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
株式会社日立製作所中央研究所内
(72) 発明者 山本 剛
東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
株式会社日立製作所中央研究所内

(72) 発明者 小泉 英明
埼玉県比企郡鳩山町赤沼2520番地 株式会
社日立製作所基礎研究所内
(72) 発明者 川口 文男
東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株
式会社日立メディコ内
F ターム(参考) 2G059 AA06 BB12 CC16 EE01 EE11
GG01 GG02 GG03 HH01 HH02
HH06 JJ17 KK02 KK03 LL01
MM09 NN01 PP03 PP04 PP05